

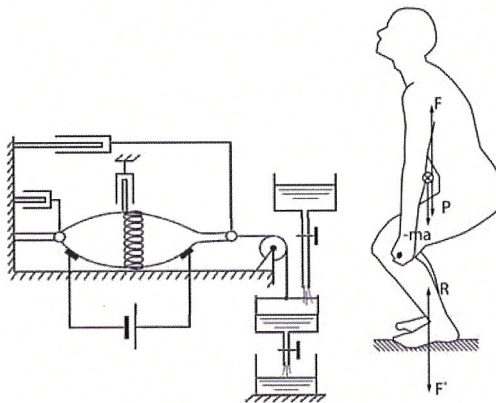


Euroopa Liit  
Euroopa Sotsiaalfond



Eesti tuleviku heaks

# BIOMEHAANIKA ALUSED JA BIOMATERJALID



**Arved Vain**

**Tartu Ülikool**

Loodus- ja tehnoloogiateaduskond

**BIOMEHAANIKA ALUSED JA  
BIOMATERJALID**

Loengumaterjalid biomeditsiinitehnika ja meditsiinifüüsika  
magistriõppe üliõpilastele

PhD, bioloogiadoktor **Arved Vain**

Tartu, 2011

Käesolev loengumaterjal on koostatud Euroopa Sotsiaalfondi toetusel – projekti 1.2.0402.09-0055 teemal "Tallinna Tehnikaülikooli ja Tartu Ülikooli biomeditsiinitehnika ja meditsiinifüüsika magistri taseme ühisõppekava arendamine tööturuvajadustest lähtuvalt".

Toimetanud **Toom Õunapuu**

Kujundanud **Jerl Norden**

Autoriõigus: **Arved Vain, 2011**

ISBN 978-9949-23-164-5

**TTÜ KIRJASTUS, 2011**

**Pühendan abikaasa Violettale  
ning tütardele Annelile ja Astridile**

## Sisukord

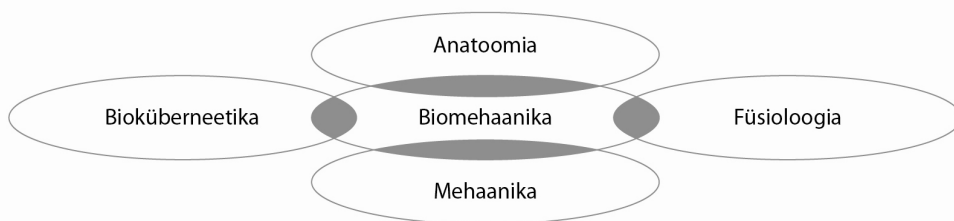
|     |   |     |
|-----|---|-----|
| 1   | Sissejuhatus .....  | 5   |
| 2   | Ajalooline ülevaade .....   | 7   |
| 3   | Mehaanika .....   | 18  |
| 3.1 | Staatika .....  | 18  |
| 3.2 | Kinemaatika .....   | 31  |
| 3.3 | Dünaamika .....   | 38  |
| 4   | Inimese liikumisaparaadi struktuur ja biomehaanilised iseärasused ..... | 46  |
| 4.1 | Inimese liikumisaparaadi olulisemad biomehaanilised iseärasused .....   | 50  |
| 4.2 | Skeletilihaste sisemine ehitus – mikroanatomia .....                    | 51  |
| 4.3 | Skeletilihase biomehaanika .....  | 55  |
| 4.4 | Skeletilihase toonus .....  | 59  |
| 4.5 | Lihaste töörežiimid .....   | 63  |
| 4.6 | Liigutuste amplituudid liigestes. ....                                  | 64  |
| 4.7 | Lihaste tegevus liigutuste sooritamisel .....                           | 66  |
| 5   | Bioloogiliste kudede biomehaanilised ja viskoelastsed omadused .....    | 93  |
| 6   | Bioloogiliste kudede koormustaluvusest .....                            | 103 |
| 7   | Mehaanilise energia transmissiooninähtus lihases .....                  | 108 |
| 8   | Skeletilihaste biomehaanilistest mudelitest .....                       | 115 |
| 9   | Müomeetria meetod ja seade .....  | 119 |
| 9.1 | Müomeetria printsiibid .....  | 121 |
| 10  | Välimiste ja sisemiste jõudude vahetõrge kehalistel harjutustel .....   | 131 |
| 11  | Bioloogiline kokkusobivus .....   | 139 |

***Teadust kannab tõe otsimine, mis on  
niisama siiras ja aus kui loodus ise***  
Tartu Ülikooli astrofüüsik **Taavet Rootsmäe**

## 1 Sissejuhatus

Biomehaanika on õpetus elusa liikumisest. Biomehaanikakursus selgitab, kuidas mõjutavad inimese asendit, liigutusi ja liikumist välised ja sisemised jõud. Kursuse raames analüüsitakse erinevate välisjõudude ja ka lihas-kontraktsioonist ning antagonistlihaste väljavenitamisel tekkivate jõudude põhjustatud jõumomentide mõju inimesele asendite hoidmisel, liigutustel ja liikumisel.

Biomehaanika on interdistsiplinaarne teadus. Ajalooliselt tegelesid biomehaanika küsimustega esmalt anatoomid, seejärel püüdsid inimese liikumisega seotud probleeme lahendada mehaanikateadlased ning edaspidi füsioloogid ja inimese liigutuste juhtimist ning kontrolli uurivad teadlased.



Valdkondade järgi võib biomehaanika klassifitseerida neljaks: meditsiiniline biomehaanika, tööliigutuste (ergonoomiline) biomehaanika, kehaliste harjutuste ning kosmose (kaaluta olek, ülekoormused) biomehaanika.

Tervishoius on oluline valdkond haiguste ennetamine – preventatsioon. Viimase realiseerimist on seni oluliselt takistanud nende meetodite ja seadmete nappus, mille abil saaks kvantitatiivselt hinnata, kui terve on inimene antud hetkel. Tõenduspõhine meditsiin vajab usaldusväärset ja objektiivset informatsiooni, täiendamaks olemasolevaid diagnostikameetodeid. Kui kvantitatiivset infot võimaldavad meetodid ja seadmed võimaldavad teha kordusuuringuid odavalt ja patsienti kahjustamata, on võimalik objektiivselt hinnata, mis suunas muutuvad inimese tervist iseloomustavad parameetrid, ning õigeaegselt sekkuda ja ära hoida patoloogilisi muutusi. Aktuaalne on see skeleti-lihashaiguste korral, kuna neid on raske ravida ja preventatsioonil on suur tähtsus. Eriti vähe on kasutatud kvantitatiivset informatsiooni võimaldavaid meetodeid skeetilihaste diagnostikas.

Biomehaanikaalased teadmised võimaldavad tuua meditsiinilisse diagnostikasse uusi hinnangukriteeriume saamaks teada kõrvalekaldeid tugiliikumisaparaadi seisundites. Sellest tingituna on biomehaanika enamikus Euroopa ülikoolides õpetatava meditsiinitehnoloogia eriala (*biomedical engineering*) põhiõppeainete loetelus.

Esimeses peatükis korratakse mehaanika üldmõisteid, et praktikumides lahendatavad ülesanded oleksid arusaadavamad. Esitatakse inimese tasakaalu ja liikumise analüüsil vajaminevaid mõisteid ja konstante.

Teine peatükk asetab rõhu inimese tugi-liikumisaparaadi biomehaanikale. Kirjeldatakse mõisteid asendite ja liigutuste biomehaanilise analüüsi läbiviimiseks.

Kolmas peatükk tutvustab bioloogiliste kudede põhilisi biomehaanilisi ning viskoelastseid omadusi, sest nendes mõistetes ei ole veel välja kujunenud ühtset terminoloogiat. Tänu Tartu ülikoolis leiutatud ja väljatöötatud mõõteriistale müomeetrile saab anda hinnanguid inimese tasakaalu ja liikumise tingimustele arvnäitajatega ja nii tekivad uued võimalused *in vivo* tehtud mõõtmistega tõsta biomehaanilise analüüsi kvaliteeti.

Neljas, viies, kuues, seitsmes, kaheksas ja üheksas peatükk käsitlevad teemasid inimesel mõõdetud karakteristikute saamisest ja interpreteerimisest asendite ja liigutuste analüüsiga.

Viimane peatükk on lühikokkuvõtte viidatud kirjandusallikates sisalduvast biomaterjalide alasest informatsioonist, mis on autori arvates oluline.

#### Tänuavaldused

Siiras tänu didaktikaprofessorile Toom Õunapuule ja kunstnik Jerl Nordenile nähtud vaeva eest teksti toimetamisel ja kujundamisel ning kolleegidele Kalle Keplerile, Jüri Vedrule, Anatoli Vladimirovile ning Katrin Tuudele igakülge abi eest.

## 2 Ajalooline ülevaade

Biomehaanika algusajaks võib pidada anatoomia ajalugu, mis on dateeritud VI–IV sajand e.m.a. Anatoomia uurib, kuidas on inimene ehitatud, kuid samas ei saa mööda minna vastustest küsimustele, kuidas liiguvad inimese kehaosad üksteise suhtes või kuidas liigub inimene maapinnal, lind õhus ja kala vees.

Ajalooliselt tuleb silmas pidada, et biomehaanika ja ka teised teadused said hakata arenema alles siis, kui esiteks hakati eraldama teadmisi müütidest, teiseks olid arenenud mehaanika ja matemaatika paradigmad, kolmandaks anatoomia paradigma ja lõpuks, kui oli teostatud esimene inimese liigutuste biomehaaniline analüüs (allikas: Nigg & Herzog 1994). Siin tuleks nimetada Hippocratest, Herophilost, Erasistratist ja Galenit. Keskajal olulisi arenguid biomehaanika valdkonnas ei suudetud näidata.

Itaalia renessanssi (1450–1527) võib iseloomustada mõttevabadusega filosoofias, kirjanduses ja mõtlemises. Näiteks võimaldasid Leonardo da Vinci (1452–1519) tööd mehaanika alal paremini mõista ka inimese ja looma liikumist. Teda võib ühtlasi pidada inimese anatoomilise kirjeldamise isaks, kuna ta kasutas lihaste töö kirjeldamisel geomeetrilist analüüsi ja seda vastukaaluks Galeni kirjeldavale anatoomiale.

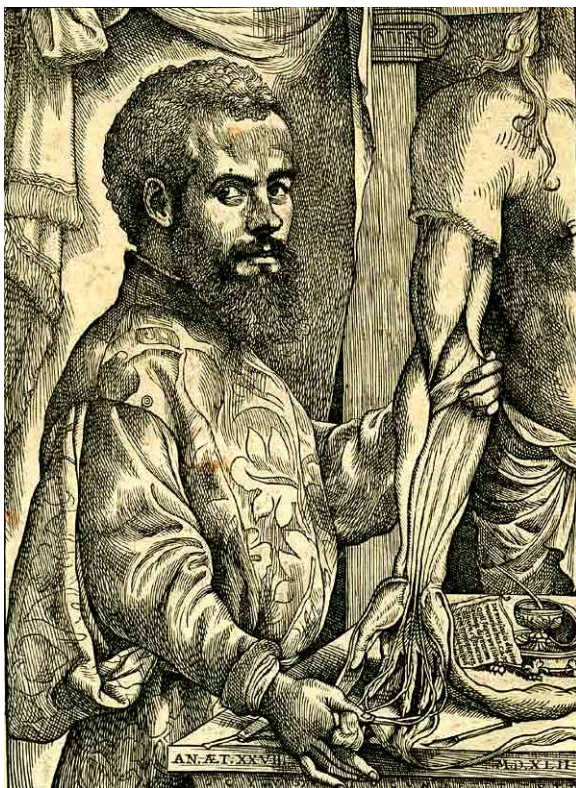




Leonardo da Vinci

[http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/b/ba/Leonardo\\_self.jpg](http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/b/ba/Leonardo_self.jpg)

Ka Vesalius (1514–1564). näitas, et Galeni anatoomia, mis põhines loomade uuringutel, ei vasta inimese anatoomia kirjeldustele. Vesaliuse teos "De Humani Corporis Fabrica Libri Septem" tähendas anatoomias uut etappi. Ta andis võrreldes eelkäijatega skeletilihase detailsema kirjelduse, näidates esimesena lihaskontraktsiooniga seonduvaid muutusi lihases.



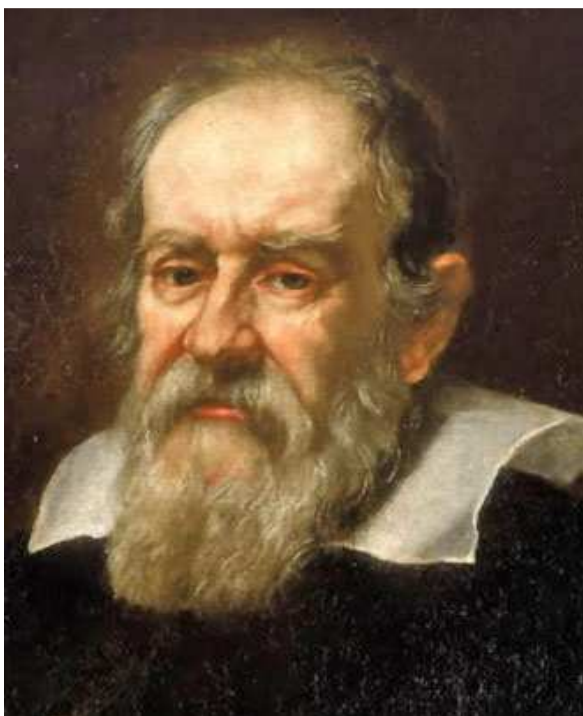
Andreas Vesalius

[http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/7/71/Vesalius\\_Portrait\\_pg\\_xii\\_-\\_c.png](http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/7/71/Vesalius_Portrait_pg_xii_-_c.png)

17. sajandil panid teadusrevolutsiooni suurkujud Galileo Galilei (1564–1642), Johann Kepler (1571–1630), Rene Descartes (1596–1650) ja Isaac Newton (1642–1727) aluse loomade ja inimeste liikumise teadusliku analüüsi tekkeks.

Galileo rakendas mehaanikateooriat elusa looduse liikumise kirjeldamiseks – traktaat „Loomade liikumine“ eelnes Borelli tuntud raamatule „Loomade liikumisest“ (1680–1681). Galileo uuris inimese hüppamise, inimese ja hobuse kõndimise ning putukate liikumisi. Galileo teos „Discourses on the Two New Sciences“ (1638) sisaldas biomehaanikaalaseid vaatlusi ja tõi analüüsi ka

materjalide tugevuse mõiste. Tsitaat: „Struktuure ei saa lõpmatuseni suurendada ei kunstis ega looduses. Oleks võimatu suurendada niimoodi inimesi või loomi, et nad oleksid võimelised ka talitlema, seda saaks teostada kas tugevamate materjalide või suuremate luude abil.“



Galileo Galilei

<http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/c/cc/Galileo.arp.300pix.jpg>

Rene Descartes (1569–1650) oli üks mehaanilise filosoofia isa. Tema teooria kohaselt peaks kõiki maailmas toimuvaid muutusi seletama liikumise ja aine ümberjaotumisega. See mõjutas füsiolooge aga nii, et aastaks 1670 olid tuntumad neist võtnud kasutusele mehaanilise lähenemise uurimistöödele. Descartes'i mehaanilise filosoofia järgi olid loomad orgaanilised masinad autopiloodil, inimesed erinesid loomadest, kuna neil oli hing. Descartes tähtsustas ka närvisüsteemi rolli liigutuste koordineerimisel.



Rene Descartes

[http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/7/73/Frans\\_Hals\\_-\\_Portret\\_van\\_Ren%C3%A9\\_Descartes.jpg](http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/7/73/Frans_Hals_-_Portret_van_Ren%C3%A9_Descartes.jpg)

Giovanni Borelli (1608-1679) peaesmärgiks oli ühendada füsioloogia ja füüsikaline teadus. Teoses „Loomade liikumisest“ kirjeldas ta geomeetriliselt liigutusi, nagu hüppamine, jooksmine, lendamine ja ujumine. Tema uurimus inimeste liigutustest sisaldas ka kõnnaku ning lihaste töö analüüsi. Ta kirjeldas lihaste funktsiooni, formuleeris mehaanilisi lemmasid, kirjeldamaks lihaste kontraktsioonist tekitatud liigutusi, ja arutles lihaskiudude suuna seosest selle lihase tekitatava jõuga. Mõned näited tema hüpoteesidest.

- Hüppates horisondi suhtes nurga all, on liikumise trajektooriks parabool.
- Jooksult on hüpe pikem ja kõrgem.
- Lihase kontraktsioon ei ole ainult selline lihaskiudude pinge, mis mõjuks nõõrile raskuse tõstmisel.
- Lihase ei kontraheeru lihaskiudude lühenemise ega nende otse lähendamise abil, vaid paisumise tõttu.

Borelli mehaanilised hüpoteesid olid olulised biomehaanika edasises arengus.



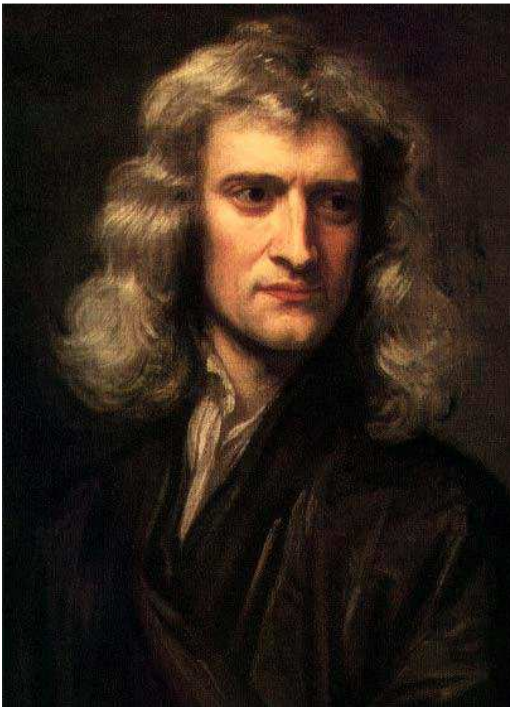
Giovanni Borelli

[http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/8/8d/Giovanni\\_Alfonso\\_Borelli.jpg](http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/8/8d/Giovanni_Alfonso_Borelli.jpg)

Isaac Newton (1642–1727) panustas oluliselt nii teadusse üldiselt kui ka täpsemalt biomehaanikasse. Tema tähtsaim saavutus oli mehaanika „pusle“ kokkupanek.

Tema tähtsus biomehaanikas.

- Teaduslikus uurimuses kujunesid eksperimendist ja teooriast teineteist täiendavad elemendid.
- Newtoni mehaanika andis mehaaniliseks analüüsiks täieliku teooria.



Isaac Newton

<http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/3/39/GodfreyKneller-IsaacNewton-1689.jpg>

### Valgustusajastu

18. sajandi teadus ei olnud organiseeritud nii nagu tänapäeval. Jaotus erinevateks teadusharudeks hakkas alles arenema, peegeldades muutuvat arusaama loodusest ja selle uuringute edenemisest. Loodusteaduste arengusse valgustusajastul panustasid oluliselt kolm matemaatikut: Euler, d'Alambert ja Lagrange.

18. sajandi füsioloogid võtsid kasutusele mehaanilise filosoofia, et seletada inimkeha struktuure ja funktsioone. Samas andis keemia areng uue lähenemisviisi füsioloogiale. Keha pumpade, plokkide ja kangide uurimine andis teed inimkeha kasvamise, uuenemise, toitumise ja keemilise toimimise uuringutele. Lihaste füsioloogia uurimisele aitas kaasa mikroskoobi leiutamine 17. sajandil. Elektri avastamine 18. sajandil suurendas huvi ja arusaamu lihaste olemusest.

Valgustusajastu olulisus biomehaanika seisukohast.

- Selgemaks sai jõu kontseptsioon.
- Hakkas arenema momentide ja energia jäävuse kontseptsioon.

- Erinevaid mehaanilisi seadusi tugevdati matemaatika abil.
- Lihase kontraktsioonis nähti sündmust, mida mõjutavad mehaanilised, biokeemilised ja elektrilised jõud.

Newtoni mehaanika ja tema maailmapildi loomine ergutasid 18. sajandil arutelusid ja väitlust teemadel, mis on jõud ja millised on jõu mõjud. Oluliseks muutus jõu ja liikumise suhe. Sellistest aruteludest jõuti energia ja momentide jäävuseni, mis andis biomehaanikale mehaanilise aluse.

18. sajandil edendas matemaatiline analüüs mehaanika uurimisi. Lagrange ja d'Alambert arendasid analüüsi meetodeid, mis põhinesid Newtoni mehaanikal, need aitasid kaasa inimese dünaamiliste liigutuste uurimisele. Biomaterjalide struktuurid ja funktsioonid said keemiliste ja mehaaniliste protsesside mõistes selgemaks.

### **„Kõnnaku“ sajand – 19. sajand**

1836. aastal avaldasid vennad Eduard (1795–1881) ja Wilhelm Weber (1804–1891) uurimustöö „*Die Mechanik der menschlichen Gewerkszeuge*“ (Inimese liikumisaparaadi mehaanika). See sisaldas inimese kõnnakust peaaegu 150 hüpoteesi, mis olid tuletatud vendade Weberite vaatlustest või teoreetilistest kaalutlustest. Juba siis takistas instrumentide puudumine liikumise arvanalüüsi – seega pidid teadlased tuginema oma meelte ja intuitsioonile. Paljud Weberite hüpoteesidest olid väärad, mõned aga ka paikapidavad ning osa vajas kinnitust. Kuid nende tähtsus seisnes selles, et aitasid koostada tegevusplaani hilisematele inimese kõnnaku uurijatele.

Etienne Jules Marey (1838–1904) muutis liikumise uuringud vaatlustel põhinevast teadusest kvantitatiivselt hinnatavaks. Marey arvukate leiutiste eesmärgiks oli anda liikumisele erapooletu ja kvantitatiivne kirjeldus. Prantsuse valitsuse abil lõi ta suurima ainult biomehaanikale keskendatud asutuse. Ta uuris täiskasvanuid ja lapsi, kes sportisid või tegid tööd, aga ka hobuste, lindude, kalade, putukate ja molluskite liikumisi.





<http://en.wikipedia.org/wiki/File:Marey.jpg>



Lendav pelikan

[http://en.wikipedia.org/wiki/File:Marey\\_-\\_birds.jpg](http://en.wikipedia.org/wiki/File:Marey_-_birds.jpg)

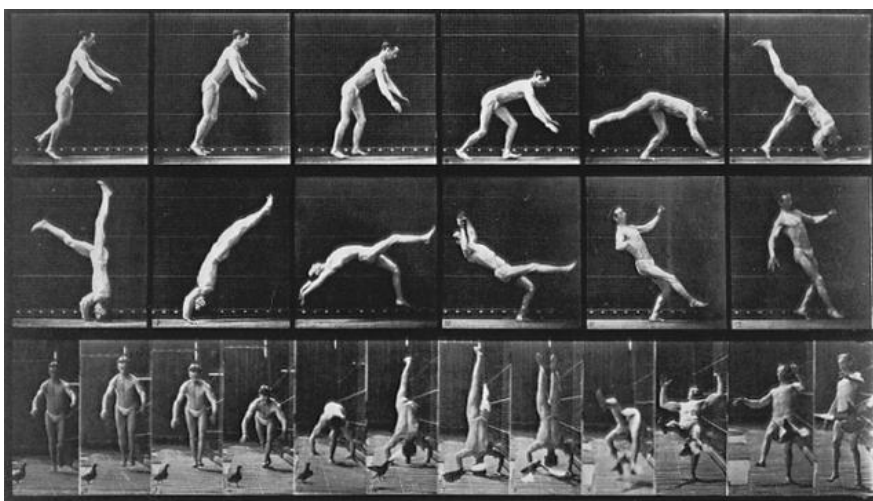
Mareyd tunnustatakse tavaliselt pigem kinematograafia kui biomehaanika pioneerina, aga tema leiutised panid korreleerima toereaktsiooni jõu liikumisega. Uuriija kasutas pneumaatilisi seadeldisi kingades, hobuste kabja katetes ja dünamomeetrilises lauas, mis oli esimene jõuplaad toereaktsioonide registreerimiseks. Ta mõistis fotograafia eeliseid liikumise jäädvustamisel. Marey leiutas tehnoloogia talletada liikumist võrdlemisi suurel kiirusel. Ta kasutas fotograafilist vintpüssi, kuni 1889. aastal leiutas filmikaamera. Marey eelistas liikumist analüüsida kaader kaadri haaval. Tema andmete kogumise tehnoloogia muutus kiiresti nõutavaks kardioloogias, mikroskoopias, mehaanikas, muusikas, ehituses ja hüdrodünaamikas.



Fotografeeriv vintpüss

[http://en.wikipedia.org/wiki/File:Fusil\\_de\\_Marey\\_p1040353.jpg](http://en.wikipedia.org/wiki/File:Fusil_de_Marey_p1040353.jpg)

Edward Muybridge (1830–1904) jättis biomehaanikasse hiiglasliku kogu pilte, jäädvustamaks liikumist. Aastatel 1884 ja 1885 jäädvustas ta 20 000 fotot, mis kõik publitseeriti. Nendes oli küll omajagu ebatäpsusi, aga nende maht tõestas fotograafia osatähtsust teaduses. Muybridge jagas Marey huvi liikumise ja kirge fotografeerimise vastu, aga erinevalt Mareyst puudus Muybridge'il teaduslik metodoloogia. Omavahel tegid nad koostööd Pariisis, dokumenteerides lindude lendu.



[http://www.masters-of-photography.com/images/full/muybridge/muybridge\\_headspring.jpg](http://www.masters-of-photography.com/images/full/muybridge/muybridge_headspring.jpg)

1891. aastal viisid Wilhelm Braune ja Otto Fischer läbi esimese kolmedimensioonilise analüüsi inimese kõnnakust. Et lõplikult teostada matemaatiline uuring, oli vaja teada keha ja selle osade massikeskmeid ja inertsimomente. Massikeskmed leiti eksperimentaalselt, kasutades külmunud laipu. Kaks laipu naelutati seinale ning saeti tükkideks gravitatsioonikeskme kolmes tasandis. Nendest tehti elusuuruses joonistused, mida võrreldi rohkem kui



100 sõduriga. Samasuguste mõõtudega vaatlusalune riietati musta kostüümi, millel olid heledad torud. Seejärel kõndis vaatlusalune mööda neljast kaamerast, mis jäädvustasid liikumise.

19. sajandil Eestis tehtud biomehaanikaalastest uurimistöödest tuleks nimetada Tartu ülikooli matemaatikaüliõpilase Hermann Westermanni väitekirja "*Physik des Muskels*", mis kaitsti 1868. aastal. H. Westermanni enda sõnade järgi sai ta tõuke selle uuringu teostamiseks oma õpetajate, kuulsate professorite füüsik Arthur von Oettingeni (1836–1920) ja füsioloog Georg Friedrich Karl Heinrich Bidderi (1810–1894) erakordselt huvitavatest loengutest.

Väitekirja käsitleb skeletilihase elastsust. 19. sajandi I poolel avaldati esimesed ulatuslikud uurimused materjalide elastsusteooriast. Saksa füsioloog Ed. Weber väitis, et lihasele kui elastsele kehale on omased kõik nähtused, mis leiavad aset elutute elastsete kehade juures, sealjuures ka soojuse eraldumine lihase deformeerimisel. Seda väidet otsustas eksperimentaalselt uurida R. Heidenhain (1834–1897). Tulemused näitasid, et lihase väljavenitamisega ei kaasne temperatuuri muutust. See diskussioon ajendas H. Westermanni korraldama vajalikke eksperimente, kuna Tartu ülikoolis olid selleks head tingimused: A. v Oettingen oli temperatuuride mõõtmise teemal kaitsnud doktoritöö.

Katsed viidi läbi spetsiaalses klaaskambris, mis oli seestpoolt vooderdatud niiske paberiga. Korranud täpselt R. Heidenhaini katseid, sai H. Westermann ka täpselt samad tulemused. Katse läbiviimisel kuivas klaaskambris saadi hoopis teistsugused tulemused – lihase väljavenitamisega kaasnes temperatuuri tõus. Soojuse eraldumise arvutamiseks esitab H. Westermann valemi

$$P = (a \cdot P - b \cdot P^2) / (S + P),$$

milles P – lihast väljavenitav raskus,

A, b ja S konstandid.

Need lihase elastsusomadusi iseloomustavad andmed olid sel ajal ainulaadsed. Olgu siinkohal märgitud, et Westermann kasutas katsetulemuste silumiseks vähimruutude meetodit. Uurimus oli läbi viidud selle aja kohta kõrgel teaduslikul ja meetodilisel tasemel, mis iseloomustab Tartu ülikooli teaduslikku potentsiaali vastaval perioodil.

19. sajandi tähtsus biomehaanika seisukohast.

- Arendati mõõtmismeetodeid, et kirjeldada kvantitatiivselt liigutuste kinemaatikat ja kineetikat inimese kõnnaku analüüsiks.
- Arendati mõõtmismeetodeid, mille abil sai kvantitatiivselt hinnata elektrilist voolu lihase kontraktsioonil.

- Bioloogilises ja biomehaanilises analüüsis rakendati inseneriteaduste põhimõtteid.

Biomehaanika muutus vaatluslikust ja intuiitivsest teadusest selliseks, mis põhineb kvantifitseerimisel ja matemaatilisel analüüsil, andes uue perspektiivi inimese liigutuste analüüsiks. Marey, Muybridge'i, Braune'i ja Fischeri loodud instrumendid võimaldasid esmakordselt liigutusi kvantifitseerida. Fotograafia areng illustreeris liigutuste peensusi, mida palja silmaga ei saanud märgata. Lisaks võis lihaste tegevust hinnata elektromüograafia (EMG) abil, mis avas uue tee lihaste tegevuse mõistmiseks. Kasvas arusaam biomaterjalidest.

## 20. sajand

A.V. Hill (1886–1977) keskendus oma uurimustes peamiselt lihase mehaanilise ja struktuurilise funktsiooni kirjeldamisele. Ta arutles lihase kontraktsiooni dünaamika üle, tähistades lihase füsioloogiast tuleneva lihase töötamise mõistmise algust. Aastail 1938–1939 kvantifitseeris Elftman lihaste ja liigeste sisejõud, arendades välja jõuplaadi, millega mõõta toereaktsiooni ja surve keset jalatallal kõndimisel. A. F. Huxley (1924–) kogus kuulsust libisevate filamentide teooriaga, millega ta seletas lihaste lühenemist kontraktsioonil (1953.a). Hiljem laiendas ta oma tööd, pakkudes välja aktiini ja müosiini filamente ühendavad mehhanismid, luues seeläbi oma ristsillakeste teooria.

20. sajandi tähtsus biomehaanika seisukohast.

- Biomehaanika arenes ülikoolides teadusharuks.
- Biomehaaniliste uuringute tulemusi kasutati järjest enam praktilistes, meditsiinilistes ja tööstuslikes rakendustes.
- Biomehaanikast sai osa interdistsiplinaarses püüdes mõista inimeste ja loomade liikumist ning liigutuste mõju tugi-liikumissüsteemile.

### Kasutatud ja lugemiseks soovitatav kirjandus

Nigg B. M., Herzog W. (1994) Biomechanics of the musculo-skeletal system. John Wiley & Sons Chichester pp 3-33.

Vain A. (1983) Lihasefüüsika – Tartu Ülikooli matemaatikaüliõpilase Hermann Westermanni uurimus 1868. aastast. *Tartu ülikooli ajaloo küsimusi* XV, Tartu, lk 192-195.

Westermann H. (1868) Physik des Muskels. Dorpat. 52 S.

## 3 Mehaanika

### 3.1 Staatika

Staatika on rakendusmehaanika osa, milles vaadeldakse jäikade kehade tasakaalu. Biomehaanikas jäetakse inimese kehaasendite tasakaalu hindamisel lihtsuse mõttes arvestamata kehale mõjuvate jõudude tekitatud kujumuutused – deformatsioonid. Sel juhul saame käsitleda tasakaalu jäiga keha kohta kehtivate mehaanikaseaduste järgi.

#### Tasakaal

Inimese tugi-liikumisaparaati võib vaadelda kui omapärast ja keerulist luukangide süsteemi, mis hoitakse tasakaalus või pannakse liikuma skeletilihaste kontraktsioonide abil. Luud, mis on omavahel ühendatud liigeste abil, moodustavad inimese tugi-liikumisaparaadis teljelise skeleti. Liigeste ehitumus (kuju) määrab ära üksikute kehaosade omavahelised liikumisvõimalused ja -ulatus. Iseloomulik liikumine kahe kõrvuti paikneva kehaosa liigeses on pööre, mille kutsub esile antagonistlike lihasjõumomentide erinevus. Jõumomentide võrdsus tekitab tasakaaluoleku.

Tasakaaluolekul on väga suur tähtsus inimese ontogeneesis ja ka täiskasvanu eas nii töö kui ka sportlike liigutuste korral. Düsbalanss keha vasaku ja parema poole korral võib esile kutsuda soovimatuid muutusi liigestes ja ka skeletilihaste biomehaanilistes ja viskoelastsetes omadustes, mis omakorda võivad kumulatiivse protsessi korral lõppeda patoloogiaga.

Jõumoment võrdub jõuvektori mooduli ning jõu kandesirge ja pöörlemistelje vahelise kauguse korrutisega. Kehaosade liikumisel ümber liigese telje ja tasakaaluolekul tuleb arvestada ka jõumomentide toime aega ehk jõumomendi impulssi. Kui toimeaeg on väga väike, on isegi suurte jõumomentide mõju pöörleva liikumise iseloomu muutusele väga väike. Tuleb rõhutada, et sel juhul võivad bioloogilistes kudedes tekkivad mehaanilised pinged olla väga suured ja ületada kudede tugevuspäiri.

Mehaaniliste pingete tasakaal tugi-liikumisaparaadis on väga oluline alates arenguperioodist kuni kõrge vanuseni. Bioloogiliste kudede roomavusomaduse tõttu toimub kumulatiivne jääkdeformatsioonide kuhjumine, mille tagajärjeks on luude ja lihaste kuju muutused ning skeletilihaste töövõime taastumise intensiivne aeglustumine. Eespool toodu paremaks arusaamiseks on oluline selgitada mehaanilise pingete liike ja nende mõju tugi-liikumisaparaadile.

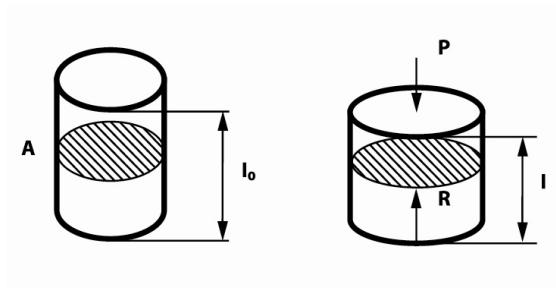
## Survepinge

Mehaanilise pinge all mõistame kehale mõjuva jõu jagatist pindalaga, millele see jõud rakendub. Survepinge seisundis on näiteks inimese seismisel tema sääreluud. Ülalpool paiknevate kehaosade raskusjõudude summa tekitab sääreluude ristlõikes surve

$$\sigma = \frac{P}{A} \left[ \frac{N}{m^2} \right],$$

milles

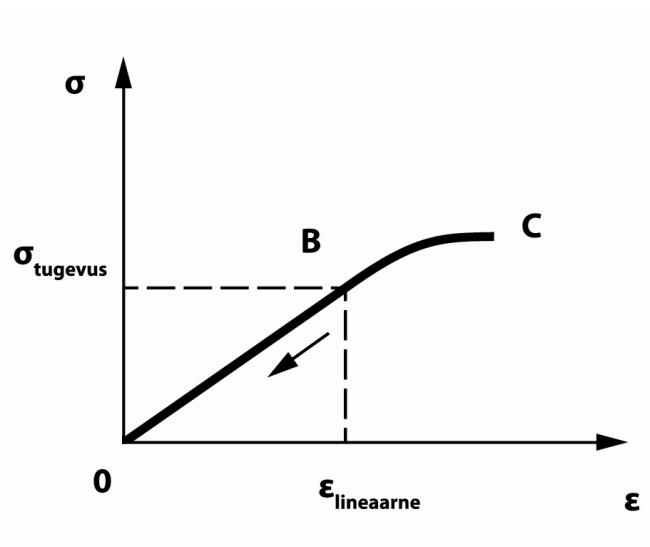
$\sigma$  - survepinge [Pa];  
 $P$  - raskusjõud [N];  
 $A$  - ristlõikepindala [m<sup>2</sup>].



Joonis 1. Survepingest tingitud kujumuutus on  $l_0 - l = \Delta l$ , mille põhjustavad jõud  $P = R$ . Keha kõrguse vähenemisega survel suureneb proportsionaalselt ristlõige.

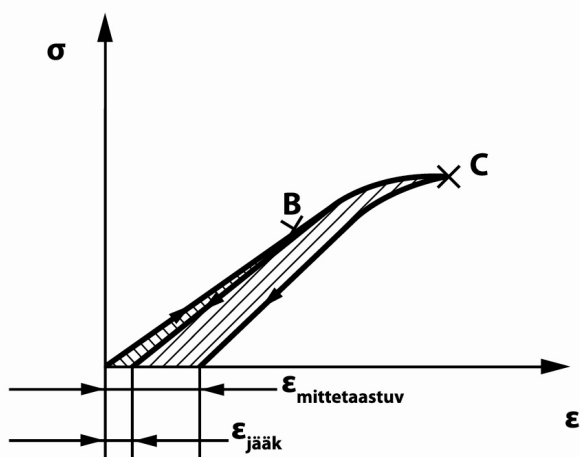
Suhteline lühenemine

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0}.$$



Joonis 2. Survepinge ja suhtelise lühenemise graafik.

Graafikul võib eristada lineaarset osa OB, kus kehtib Hooke'i seadus. Kui koormamisel on pinge jõudnud punkti B ja seejärel seda vähendada, liigub pinget tähistav punkt graafikul nulli suunas sama teed tagasi üksnes siis, kui vaadeldav keha on absoluutselt elastne. Tegelikult absoluutselt elastseid kehasid ei ole ja seetõttu liigub survepinget tähistav punkt koormuse vähendamisel nii, nagu on näidatud joonisel 3.



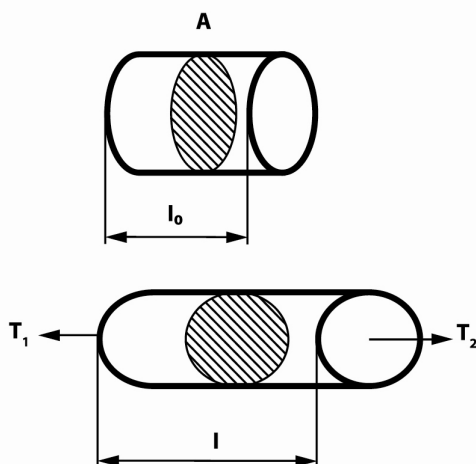
Joonis 3. Survepinge  $\sigma$  ja kujumuutuse  $\epsilon$  vahetõrge keha koormamisel ja koormusest vabanemisel. Viirutatud ala tähendab mehaanilise energia kadu soojuse näol.

Jäakdeformatsioon  $\epsilon_{\text{jäak}}$  võib bioloogiliste kudede korral kaduda mõne sekundi pärast olenevalt sellest, millisest punktist toodud graafikul keha koormusest vabastati. Kui koormusest vabastamine algas punktist C, on tegemist kujumuutusega, millega kaasnevad ka plastsed deformatsioonid, ja sel juhul võib täielik taastumine võtta aega päevi ja nädalaid olenevalt inimese vanusest.

Lihtne vaatlus võimaldab kindlaks teha, et inimese tugi-liikumisaparaadi need luud, mis töötavad surve all, on liigeste kohal suurema läbimõõduga. See on tingitud sellest, et liigesepindu katvad kõhred omavad väiksemat tugevuspiiri survepingele kui luud. Tegelikult on asi veidi keerulisem. Liiges moodustub liigesepeast ja -kapslist, kusjuures liigesepea raadius on suurem kui liigesekapslil ja nii moodustub liigesepilu, kus paikneb sünoviaalvedelik – liigese võie. Viimane vähendab hõõrdumist liigesepindade liikumisel üksteise suhtes ja ühtlustab liigese koormuse jaotust liigese kõhrele. Kui aga sünoviaalvedeliku hulk väheneb, võib pindsurve asendada liigesepindade kontaktjoone survega, mis võib aga põhjustada liigesekõhre plastsed (pöördumatud) kujumuutused.

### Tõmbepinge

Tõmbepinge on analoogiline survepingega, ainult pingeseisundit põhjustavad jõuvektorid paiknevad vastassuunaliselt.



Joonis 4. Tõmbejõud  $T_1$  ja  $T_2$  põhjustavad materjalides tõmbepinge  $\sigma_{\text{tõmme}}$  seisundi. Pikkuse suurenemine tekitab proportsionaalselt ristlõike  $A$  vähenemise.

Pinge ja kujumuutuse graafikud on analoogsed survepinge korral toodutega (vt joonist 2 ja 3). Skeetilihasd on pidevas tõmbepinge seisundis. Rahuoleku pinget

nimetatakse skeletilihaste korral toonuseks. Uuringud on näidanud, et igal lihasel on rahuolekus oma tõmbepinge väärtus olenevalt lihase funktsioonist tugi- liikumisaparaadis. Skeletilihase kontraktsiooni (tööseisundi) korral võib tõmbepinge suureneda mitu korda.

$$\sigma_{tõmme} = \frac{T}{A} \left[ \frac{N}{m^2} \right],$$

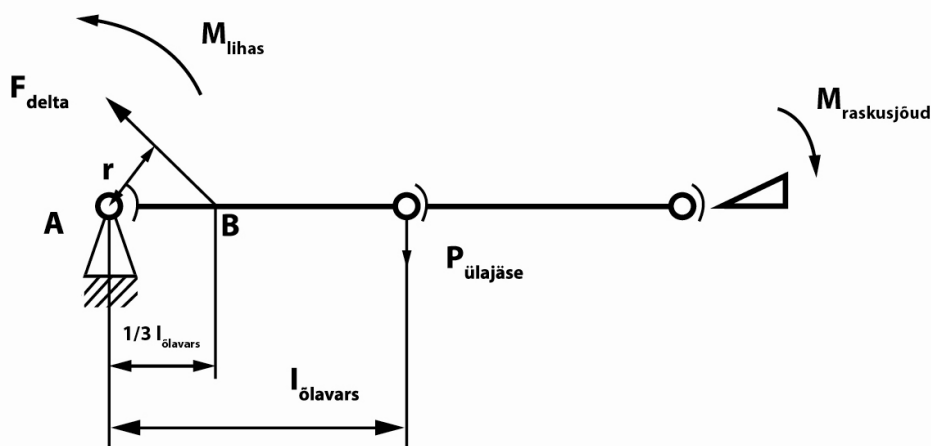
milles

$T = T_1 = T_2$  - jõud [N] ja

$A$  - ristlõike pindala [m<sup>2</sup>].

### Paindepinge

Paindepinge tekib kehas, kui mõjuv jõud loob jõumomendi. Näiteks õlavarreluus tekib paindepinge, kui me hoiame ülajäset horisontaalselt kõrval (vt joonist 5).



Joonis 5. Õlavarreluus paindepinget tekitavad jõumomendid  $M_{\text{lihas}}$  ja  $M_{\text{raskusjõud}}$ .

Ülajäseme raskuskese paikneb küünarliigese piirkonnas ja raskusjõud  $P$  tekitab momendi  $M_{\text{raskusjõud}} = P \cdot l_{\text{õlavars}}$ . Deltaliigese keskmise osa tõmbejõu vektor asub õlaliigese sagitaalteljest kaugusel  $r$  ja moodustab lihasjõuga momendi  $M_{\text{lihas}} = F_{\text{delta}} \cdot r [N \cdot m]$ .

Tasakaalu korral on  $M_{\text{raskusjõud}} = M_{\text{lihas}}$ . Paindepinge punktis B arvutatakse

$$\sigma_{\text{paine}} = \frac{M}{W} \left[ \frac{N}{m^2} \right],$$

milles

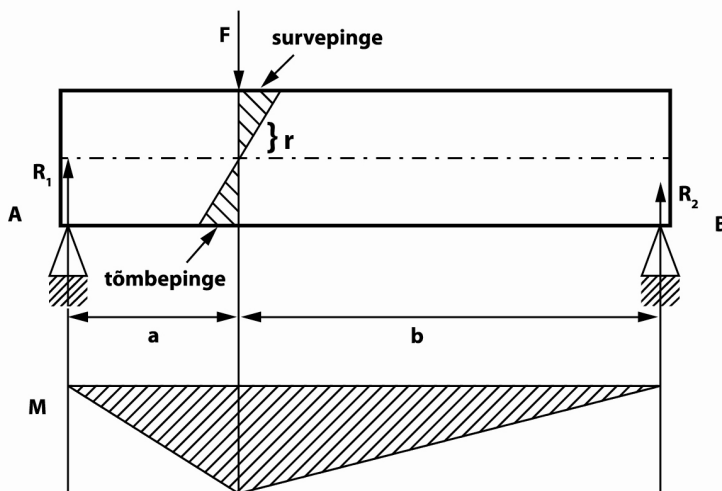
$M = M_{\text{raskusjõud}} = M_{\text{lihas}}$  – paindemoment ristlõikes;

$W$  – ristlõikepinna vastupidavusmoment [ $m^3$ ];

$W = \frac{I}{r}$ , kus  $I$  on pinna inertsmoment [ $m^4$ ] ja

$r$  – kaugus sümmeetriateljest [ $m$ ] (vt joonist 6).

Mis toimub aga materjali sees sümmeetrilise katsekeha ja paindepinge korral?



Joonis 6. Mehaanilise pinge jaotus piki varrast ja varda ristlõikes.

Jõud  $F$  tekitab toereaktsioonid  $R_1$  ja  $R_2$ . Vaatleme jõumomente jõu  $F$  rakendustasapinnas. Kellaosuti liikumise suunas jõumoment  $M_1 = R_1 \cdot a$  ja vastassuunaline  $M_2 = R_2 \cdot b$ , nii et  $M_1 = M_2$ . Paindepinge jõu  $F$  mõjumise tasapinnas on arvutatav valemiga



$$\sigma_{paine} = \frac{M}{W} \left[ \frac{N}{m^2} \right],$$

milles

- $M = M_1 = M_2$  – paindemoment vaadeldavas ristlõikes  $[N \cdot m]$
- $W$  – ristlõike vastupidavusmoment  $[m^3]$

$W = \frac{I}{r} [m^3]$  milles  $I$  – vaadeldava ristlõike inertsimoment  $[m^4]$  ja  $r$  – kaugus sümmeetriateljest  $[m]$ .

### Inimese üldine raskuskese

#### Raskuskese

Inimese keha raskuskeskmeks nimetatakse sellist punkti, milles inimese keha raskusjõuga võrdse kuid vastassuunalise jõu rakendamine tasakaalustab kõigi kehaosade raskusjõudude resultandi. Raskuskese on abstraktne mõiste. Nii ei saa raskuskeskme kiirust ega kiirendust mõõta, vaid ainult arvutada. Olenevalt keha asendist võib raskuskese skeleti suhtes ümber paikneda.

Inimese kehaosade raskusjõudude resultant on suunatud vertikaalselt maapinnaga, läbib raskuskeskme ning võrdub suuruselt keha kaaluga.

Kui liikumise analüüsil pakuvad huvi ainult kinemaatilised tunnusjooned, võib kujutada inimese keha masspunktina, millesse on koondatud kogu keha mass.

Mass jaotub inimese kehas selliselt, et algseisus asub raskuskese 0,56 keha pikkuse kaugusel tugipinnast, paiknedes ristluukanalis teise sakraallüli kõrgusel. Erinevate kehaasendite korral võib raskuskese asuda isegi väljaspool keha kontuure.

### Raskuskeskme asukoha koordinaatide analüütiline määramine

Raskuskeskme asukoha analüütiliseks määramiseks tuleks kasutada koordinaatide meetodit. Keha raskuskeskme koordinaatide väärtused arvutatakse valemitest  $(X_0; Y_0)$ .

$$X_0 = \frac{\sum_{i=1}^n p_i \cdot x_i}{P},$$

$$Y_0 = \frac{\sum_{i=1}^n p_i \cdot y_i}{P},$$

milles

P – keha kaal (N),

p<sub>i</sub> – keha osa kaal (N),

x<sub>i</sub> – keha osa raskuskeskme abstsiss (mm),

y<sub>i</sub> – keha osa raskuskeskme ordinaat (mm).

Kõige mugavam on niiviisi määrata inimese keha raskuskeskme asukohta kaadril või videosalvestusel vastava programmi abil. Näitlikustame seda järgmiselt.

1. Kanname kaadrile koordinaatteljed x ja y.
2. Leiame kehaosade raskused suhtelise kaalu protsendi abil. Selleks korrutame kaadril kujutatud sportlase kaalu vastavate keha osade suhtelise kaalu protsendiga (näiteks Fischeri järgi).

| Kehaosad   | % kogu massist     | Suhtarv |
|------------|--------------------|---------|
| pea        | 7,06% või teguriga | 0,0706  |
| kere       | 42,70%             | 0,4270  |
| õlavars    | 3,36%              | 0,0336  |
| küünarvars | 2,28%              | 0,0228  |
| labakäsi   | 0,84%              | 0,0084  |
| reis       | 11,58%             | 0,1158  |
| säär       | 5,27%              | 0,0527  |
| labajalg   | 1,79%              | 0,0179  |

3. Mõõdame kehaosade pikkused (mm), mõõtes kaugusi liigete telgedest, v.a pea ja labakäsi.
4. Määrame kindlaks kehaosade raskuskeskmed, korrutades keha osa pikkuse raskuskeskme asukoha suhtelise kaugusega, arvestades proksimaalsest otsast (vt joonist 7). Kanname ristikesega joonisele kehaosa raskuskeskme asukoha. Pea raskuskese asub profiilis väliskõrva kohal, plaanis (eestvaates) aga nina kõrgusel silmade vahel. Labakäe raskuskese asub pihus III sõrme all. Kehaosade raskuskeskmete asukohad

võib enne liikumise jäädvustamist kanda inimese kehale, sellisel juhul jäävad kolmas ja neljas ülesanne ära.

5. Mõõdame kehaosa raskuskeskme abstsissi (mm) ja korrutame selle vastava kehaosa kaaluga. Saame kehaosa raskusjõu momendi ordinaattelje suhtes.
6. Mõõdame kehaosa raskuskeskme ordinaadi (mm) ja korrutame selle vastava kehaosa kaaluga. Saame vastava kehaosa raskusjõu momendi abstsissitelje suhtes.
7. Liidame kehaosade raskusjõudude momendid.

$$8. \quad \sum_{i=1}^n p_i \cdot x_i \text{ ja } \sum_{i=1}^n p_i \cdot y_i .$$

$$9. \quad \text{Et } X_0 \cdot P = \sum_{i=1}^n p_i \cdot x_i \text{ ja } Y_0 \cdot P = \sum_{i=1}^n p_i \cdot y_i , \text{ siis}$$

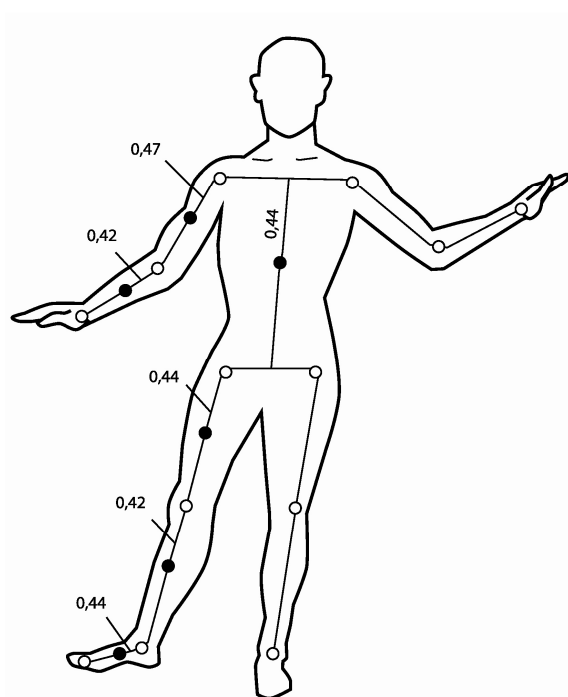
arvutame  $X_0$  ja  $Y_0$ .

10. Kanname leitud koordinaadid kaadrile.

Praktilistes arvutustes võime kasutada lihtsamaid valemeid:

$$X_0 = \sum_{i=1}^n \mu_i \cdot x_i \text{ ja } Y_0 = \sum_{i=1}^n \mu_i \cdot y_i ,$$

$$\text{kuna } \frac{p_i}{P} = \mu_i .$$

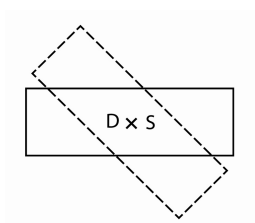


Joonis 7. Inimese kehaosade raskuskeskmete asukohad.

## Tasakaalu liigid ja tasakaalu püsivus

### Indifferentne tasakaal

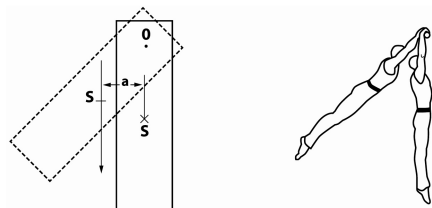
Sel juhul asub toetuspunkt raskuskeskmes. Kehale uue asendi andmisel jääb keha sellisesse asendisse (vt joonist 8).



Joonis 8. Indifferentne tasakaal.

### Stabiilne tasakaal

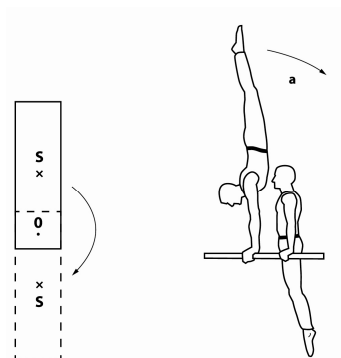
Siin asub toetuspunkt ülalpool raskuskeset. Kehale uue asendi andmisel pöördub see pärast kallutamist tagasi endisesse asendisse tagasi. Näiteks ripe (vt joonist 9).



Joonis 9. Stabiilne tasakaal.

### Labiilne tasakaal

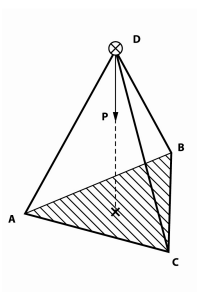
Toetuspunkt asub allpool raskuskeset. Näiteks kätelseis (vt joonist 10).



Joonis 10. Labiilne tasakaal.

### Püsivus labiilsel tasakaalul

Toetuspunktidega piiratud pinda nimetatakse tugipinnaks. Kui keha raskuskeskme projektsioon langeb tugipinnale, on tegemist püsiva tasakaaluga (vt joonist 11).



Joonis 11. Tugipind (joonisel viirutatud ala).

Labiilse tasakaalu püsivuse mõõte on kolm:

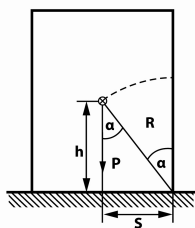
- a) geomeetriline;
- b) energeetiline;
- c) dünaamiline.

Geomeetriliseks mõõduks on püsivuse nurk  $\alpha$ .

$$\alpha = \arctg \frac{S}{h}, \text{ milles}$$

$h$  – raskuskeskme kõrgus tugipinnast ja

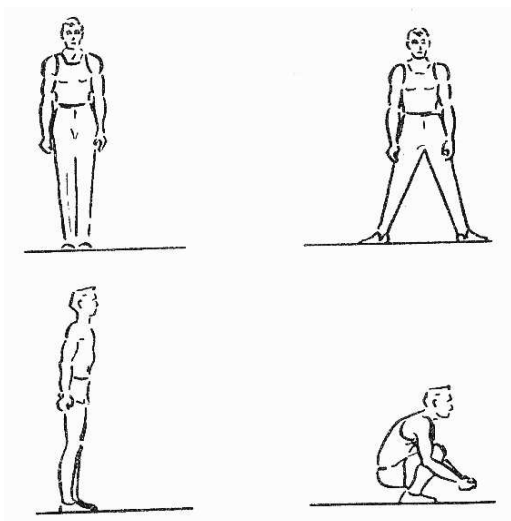
$S$  – raskuskeskme kaugus eseme servast, mille ümber toimub kallutus (vt joonist 12).



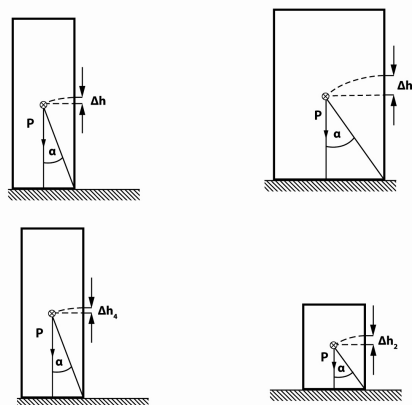
Joonis 12. Labiilse tasakaalu püsivuse geomeetriline mõõt.

Tasakaalu püsivuse energeetilise mõõdu all mõistetakse töö hulka, mida tehakse raskuskeskme tõstmiseks keha kallutamisel püsivuse nurga  $\alpha$  võrra (vt joonised 13 ja 14).  $\Delta h_2 > \Delta h_1$ : mida suurem on  $\Delta h$ , seda suurem on ka püsivus.

$$A = P \cdot \Delta h$$

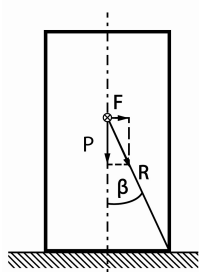


Joonis 13. Labiilne tasakaal erinevate kehaasendite korral.



Joonis 14. Labiilse tasakaalu püsivuse energeetiline mõõt erinevate asendite korral.

Tasakaalu püsivuse dünaamilise mõõdu all mõistame kallutava jõu suurust. Kui R on suunatud toepinda, on tegemist tasakaaluga, kui väljapoole, kaob tasakaal (vt joonist 15).

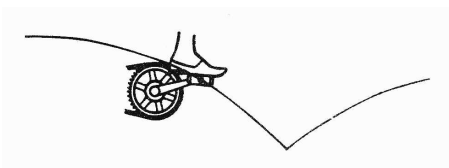


Joonis 15. Labiilse tasakaalu dünaamiline mõõt.

### 3.2 Kinemaatika

Inimese liigutuste ja liikumise põhjustavad sisemiste ja välimiste jõuimpulsside ning impulssmomentide mõju. Liikumise tagajärgi saame iseloomustada liikumise kinemaatiliste karakteristikute abil.

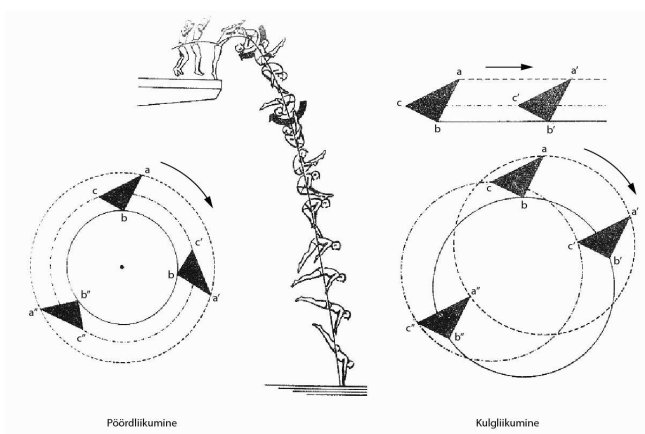
Enamik praktikas vaadeldavaid liikumise juhte kuuluvad dünaamika valdkonda. Mingi keha liikumise vaatlemiseks kasutatakse kinemaatikat peegeldavaid karakteristikuid ja selleks peab kõigepealt kindlaks määrama taustsüsteemi, mille suhtes saaks mõõta või arvutada vaadeldava keha poolt läbitud tee, liikumise kiiruse ja kiirenduse nii suunalt kui ka suuruselt. Näiteks oleme harjunud kujutama jalgratturi labajala trajektoori ringjoonekujulisena, kuid niisugune on see ainult siis, kui liigume sama kiirusega, mis on jalgratturil. Paigalseisva vaatleja suhtes on jalalaba trajektoori tsükloid (vt joonist 16).



Joonis 16. Jalgratturi labajala trajektoor maantee suhtes.

Liikumise analüüsil tuleks pärast taustsüsteemi kindlaksmääramist panna paika liikumise liik. Liikumised erinevad üksteisest nii trajektoori kuju kui ka ajalise kulgemise poolest. Liikumisi eristame geomeetrisest küljest translatoorseks (kulgliikumine) ja rotatiivseks (pöördliikumine) (vt joonist 17). Translatoorset ja rotatiivset liikumist leiame inimese liikumisel puhtal kujul suhteliselt harva.





Joonis 17. Liikumise liigid.

Kõige enam kohtame nn liitliikumist, mis koosneb nii translatsioonist kui rotatsioonist. Iga keerulise liikumise analüüsil tuleb see lahutada kaheks lihtsamaks. Liikumise ajalise kulgemise järgi eristatakse ühtlast ja ebaühtlast liikumist. Ebaühtlase liikumise võib jaotada veel ühtlaselt kiirenevaks (aeglustuvaks) ja ebaühtlaselt kiirenevaks (aeglustuvaks) liikumiseks. Liikumise jagunemine ajalise kulgemise järgi kehtib nii translatoorse kui ka rotatiivse liikumise kohta. Järgnevalt tuleb liikuva keha vaatlemisel määrata kindlaks liikumise kiirus. Siingi on kaks mõistet – keskmine kiirus ja hetkkiirus. Keskmise kiiruse arvutame valemi järgi:

$$\bar{v}_n = \frac{\Delta s}{\Delta t} \left[ \frac{m}{s} \right].$$

Hetkkiiruse arvutamine:

$$v = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta s}{\Delta t} = \frac{ds}{dt} = \dot{s} \left[ \frac{m}{s} \right],$$

milles

- $s$  – tee pikkus,
- $t$  – aeg.

Hetkkiirusest kui sellisest saab rääkida siis, kui keha kohamuutust ruumis ja ajas vaadeldakse matemaatilise funktsioonina  $s = f(t)$ .

Niisiis käsitleme liikumise kulgu, kui liikumine on registreeritud pideva funktsioonina.

Pöörleval liikumisel eristatakse kaht kiiruse liiki: nurkkiirus ja joonkiirus. Nurkkiirust arvutatakse sarnaselt eespool tooduga:

$$\overline{\omega}_n = \frac{\Delta\alpha}{\Delta t} \left[ \frac{rad}{s} \right],$$

$$\omega = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta\alpha}{\Delta t} = \frac{d\alpha}{dt} = \dot{\alpha} \left[ \frac{rad}{s} \right],$$

milles  $\alpha$  – pöördenurk [rad].

Joonkiirus:

$$\overline{u} = \frac{\Delta s}{\Delta t} \left[ \frac{m}{s} \right],$$

$$u = \frac{ds}{dt} = \dot{s} \left[ \frac{m}{s} \right],$$

milles  $s$  – kaare pikkus.

Mõõtes nurka radiaanides, saame lihtsa seose joon- ja nurkkiiruse vahel.

$$\text{Et } d\alpha = \frac{ds}{r}, \text{ siis } \omega = \frac{ds}{r \cdot dt} = \frac{u}{r} \left[ \frac{rad}{s} \right],$$

milles  $r$  on vaadeldava punkti kaugus pöörlemisteljest.

Kui pöörlemine toimub konstantse joonkiirusega, kasutatakse pöörleva liikumise iseloomustamiseks pöörlemise sageduse või pöörete arvu mõistet:

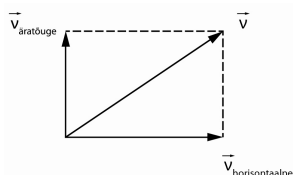
$$f = \frac{\text{täispöörete} \cdot \text{arv}}{\text{ajaiühik}}.$$

Kui on teada pöörlemise sagedus, saab selle järgi määrata joon- ja nurkkiiruse järgmiste seostega:

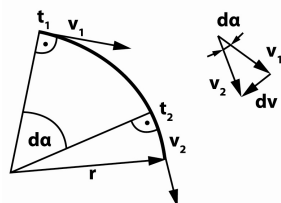
$$u = 2\pi \cdot r \cdot f \left[ \frac{m}{s} \right];$$

$$\omega = 2\pi \cdot f \left[ \frac{rad}{s} \right].$$

Et kiirusel on nii suurus kui ka suund, nimetatakse seda vektoriaalseks suuruseks. Kiiruse tähis vektoriaalkujul on  $\vec{v}$ . Kõverjoonelisel liikumisel on kiiruse vektor alati trajektoori puutuja suunaline. Näiteks vasaraheitel lendab vasar lahtilaskmise momendil pöörlemisringi trajektoori puutuja suunas. Et kiirus on vektoriaalne suurus, liituvad kiirused geomeetriselt. Nii liituvad heidetel ja tõugetel hoovõtu ja tõuke või viske kiirused. Hüpete puhul saame tegeliku lennukiiruse suuruse ja suuna, kui liidame geomeetriselt hoojooksu ja äratõuke kiirused (vt joonist 18).



Joonis 18. Kiiruse vektori asendamine kahe ristiasetseva komponendiga.



Joonis 19. Kiiruse vektorite liitmine pöörleval liikumisel.

Järgmisena tuleb määrata vaadeldava liikumise kiirendus. Analoogselt kiirusega kehtivad järgmised avaldised:

$$\frac{\Delta v}{\Delta t} = \frac{\Delta v}{\Delta t} \left[ \frac{m}{s^2} \right],$$

$$\vec{a} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta v}{\Delta t} = \frac{dv}{dt} = \dot{v} \left[ \frac{m}{s^2} \right].$$

Aeglustuval liikumisel on tegemist negatiivse kiirendusega. Et ka kiirendus on vektoriaalne suurus, tähistame selle  $\vec{a}$ -ga.

Kiireneval või ka aeglustuval liikumisel mööda kõverjoonelist trajektoori on otstarbekas jagada kiirendus kaheks komponendiks: tangentsiaal- ja normaalkiirenduseks.

Tangentsiaalkiirendus esineb alati trajektoori puutujana, mis iseloomustab ainult liikumise kiiruse arväärtuse muutumist. Normaalkiirendus on alati suunatud trajektooriga risti ja moodustab seega puutujasuunalise kiirendusega täisnurga, iseloomustades liikumise kiiruse suuna muutumist ja muidugi ka trajektoori kuju. Konstantse joonkiirusega pöörleval liikumisel on tegemist ainult normaalkiirendusega, kuna tangentsiaalkiirendus võrdub siis nulliga (vt joonist 19).

Kiirenduse definitsiooni järgi kehtivad avaldised:

$$t_2 - t_1 = dt,$$

$$v_1 = v_2 = v,$$

$$a_n = \frac{dv}{dt},$$

$$d\alpha = \frac{dv}{v} \text{ ehk } dv = v \cdot d\alpha,$$

$$a_n = \frac{v \cdot d\alpha}{dt} = v \cdot \omega$$

Et  $\omega = \frac{v}{r}$ , võib normaalkiirenduse valemile anda järgmise kuju:

$$a_n = \frac{v^2}{r}$$

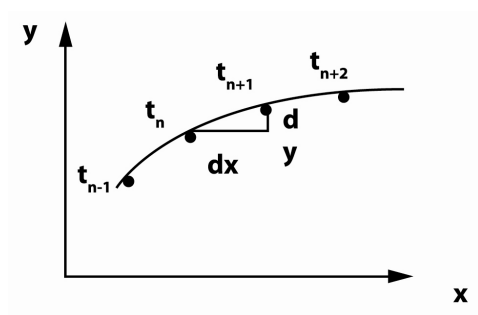
või ka

$$a_n = \omega^2 \cdot r$$

Kui  $a_n = 0$ , on tegemist sirgjoonelise liikumisega.

Sel kujul on otstarbekas analüüsida ainult ringliikumist. Kõige rohkem puutume aga inimese liikumise tehnika analüüsil kokku tavalise kõverjoonelise liikumisega, mille uurimisel osutub ratsionaalseimaks koordinaatide meetod.

1. Võtame kaks telge, millest x-telg on horisontaalne ja y-telg sellega risti, seega Maa raskuskiirendusega samasuunaline. Vaatleme translatoorset liikumist kõverjoonelisel trajektoiril.



Joonis 20. Hetkkiiruse arvutamine.

2. Lahutame vaadeldava kõverjoonelise liikumise kaheks sirgjooneliseks liikumiseks. Saadud nihete ja ajavahemike järgi saame arvutada vaadeldava punkti kiiruse komponendid (joonis 20):

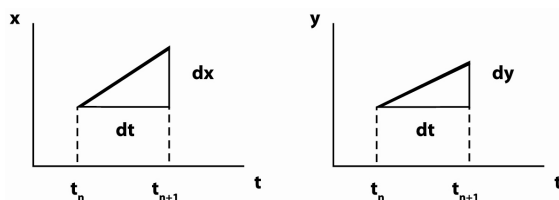
$$v_x = \frac{dx}{dt} = \dot{x},$$

$$v_y = \frac{dy}{dt} = \dot{y}.$$

Analoogselt ka kiirendused:

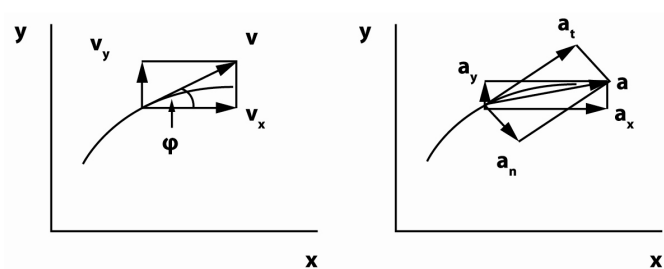
$$a_x = \frac{dv_x}{dt} = \frac{d^2x}{dt^2} = \ddot{x},$$

$$a_y = \frac{dv_y}{dt} = \frac{d^2y}{dt^2} = \ddot{y}.$$



Joonis 21. Kiiruse horisontaalse ja vertikaalse komponendi arvutamine.

3. Arvutame saadud komponentide järgi vaadeldava punkti kiiruse ja kiirenduse resultandid. Käsitletud meetod nõuab suhteliselt täpset algandmete (x,y) määramist (vt joonist 7).



Joonis 22. Kiirus ja kiirendus ristkoordinaatides.

### Nurkkiirendus

Analoogselt translatoorse liikumisega:

$$\overline{\varepsilon}_n = \frac{\Delta\omega}{\Delta t} \left[ \frac{rad}{s^2} \right],$$

$$\vec{\varepsilon} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta\omega}{\Delta t} = \dot{\omega} \left[ \frac{rad}{s^2} \right].$$

Liikumiste uurimisel määratakse kinemaatiliste funktsioonidena tee, kiiruse ja kiirenduse avaldised või graafikud ning leitakse vaadeldava liikumise kinemaatilised seaduspärasused.

## 3.3 Dünaamika

Dünaamikas tuleb seni vaadeldud mõistetele lisaks veel jõud, mida võib defineerida kui kehade vastastikuse toime resultaati. Jõu mõju võib olla dünaamiline või staatiline. Jõud on vektoriaalne suurus. Jõuvektori iseärasuseks on see, et seda saab piki mõjusirget nihutada. Jõuühikuks on njuuton (N). Oma kolme aksioomiga pani Newton (1643–1727) aluse klassikalisele mehaanikale.

### Newtoni I seadus. Inertsiseadus

Iga keha säilitab paigalseisu või ühtlase ja sirgjoonelise liikumise seni, kuni mingi jõud ei sunni seda olekut muutma.

### Newtoni II seadus. Kiirenduslause

Liikumiskiiruse muutus – kiirendus – on proportsionaalne ja suunatud samas suunas liikumist põhjustava jõuga.

$$F = m \cdot a \text{ [N]}.$$

Maa raskusväljas asuvale kehale massiga  $m$  mõjub jõud  $G = mg$ , kus  $g$  on raskuskiirendus ja meie laiuskraadil võrdne  $9,81 \frac{m}{s^2}$ .

Korrutades avaldise  $F = m \cdot a$  mõlemat poolt ajaga  $t$ , saame

$$F \cdot t = m \cdot a \cdot t.$$

Kui

$$m \cdot a \cdot t = m \cdot v,$$

siis

$$F \cdot t = m \cdot v,$$

milles suurus  $m \cdot v$  on liikumishulk ja  $F \cdot t$  jõuimpulss. Neil kahel mõistel on liigutuste biomehaanilises analüüsis suur tähtsus.

Dünamograafilise meetodiga saab määrata  $F=f(t)$  ning sellest liikumishulga muutuse. Kui huvi pakub ainult lõppkiirus, mitte kiiruse muutus, on analüüs lihtsam.

### Newtoni III seadus. Vastastikuse mõju lause

Jõud, millega kaks keha mõjuvad teineteisele, on suuruselt võrdsed ja suunalt vastupidised.

Siit võib järeldada, et jõud iseloomustab alati kahe keha mõlemapoolset mõju. Vastasel korral on tegemist vabalt liikuva kehaga. III seadusega saab lahendada ka enamiku staatikaülesandeid.

Impulsslause: suletud süsteemi koguimpulss jääb alati konstantseks. Impulsi ülekandumise näide on joonisel 23. Liikuma hakkab ainult viimane kuul, sest teised andsid oma impulsi üle järgmisele.





Joonis 23. Põrkeimpulsi edasikandumine ahelas.

Kui masspunktile mõjub üheaegselt mitu jõudu, võrdub masspunkti kiirendus nende kiirenduste vektoriaalse summaga, mida tekitab iga jõud üksikult mõjudes. Üksikuid jõude saab geomeetriliselt liita ja lahutada.

Biomehaanilisel analüüsil kasutatakse sageli töö, kineetilise energia ja võimsuse mõisteid.

Inimese tehtud mehaanilist tööd mingi keha asukoha muutmiseks Maa raskusväljas võib arvutada valemiga:

$$A = P \cdot h + E + A_t \text{ [J]},$$

milles

$P$  – keha raskusjõud,

$h$  – keha asukoha kõrguste vahe,

$E$  – kineetiline energia keha liikumisel,

$A_t$  – töö, mida tehakse keskkonna takistuse ületamiseks.

Jagades tehtud töö selleks kulutatud ajaga, saame võimsuse

$$N = \frac{A}{t} \text{ [W]}.$$

### Inimese keha pöörlemisliigutuste dünaamika üldine iseloomustus

Inimese kehaosa elementaarliigutus on pööre ümber liigese telje. Vaatleme juhtu, mil kehale rakendatud jõudude resultandi mõjusirge ei läbi toetuspunkti toe olukorras ega raskuskeset toeta olekus. Sellise jõu mõjul hakkab keha pöörlema. Pöörlemine võib toimuda ümber mingi paigalseisva telje või punkti, aga samuti ka ümber keha üldist raskuskeset läbiva telje (kui pöörlemine toimub toeta olekus). Pöörlemisliigutuste olemuse selgitamiseks on vaja tutvuda järgmiste mõistetega.

### Jõumoment

Momendi mõistet on eespool avatud. Selle all mõistetakse jõuvektori ja tema kauguse korrutist tugipunktist (pöörlemisteljest). Staatikas tähistatakse neid kui jõu- või paindemomente. Need kutsuvad esile paindepingeid. Pöördemoment tekib siis, kui jõud mõjub vabalt liikuvale kehale ja tema mõjusirge asub raskuskeskmest mingil kaugusel. Pöördemoment annab jäigale kehale

nurkkiirenduse, s.t paneb keha kiirendatud pöörlevasse liikumisse ümber raskuskeset läbiva pöörlemistelje. Pöördemoment arvutatakse sarnaselt jõumomendi valemiga

$$M = F \cdot r \left[ N \cdot m \right]$$

Kaks erineva suurusega jõudu võivad seega esile kutsuda ka võrdse pöördemomendi, kui nende õlad suhtuvad teineteisesse pöördvõrdeliselt jõu väärtustega. Lihasjõu moment kutsub esile pöörleva liikumise üksnes erandjuhtudel, reeglina sooritab kehaosa ümber liigese telje suurema või väiksema pöörde. Seetõttu on lihasjõu toimeaeg lühike ja lihasjõu momenti võib vaadelda kui jõumomendi impulssi.

### **Inertsmoment**

Vaadeldgem jooksjat, kes liigub mööda ringteed, mille läbimõõduks on 10 m. Teine samasuguse massiga jooksja liigub teisel ringteel, millel on sama keskpunkt mis esimesel, aga ainult poole väiksema läbimõõduga – 5 m). Mõlemad jooksevad pidevalt nii, et keskpunkt, sisemine jooksja ja välimine jooksja asuksid ühel sirgel. Seega on mõlemal jooksjal võrdne nurkkiirus, s.t nad läbivad võrdse ajavahemiku vältel võrdse nurga. Et seda tingimust tagada, peab välimine jooksja pikema tee tõttu jooksmas suurema joonkiirusega. Joon- ja nurkkiiruse vahelise seose järgi peab tema joonkiirus olema täpselt kaks korda suurem kui sisemisel jooksjal ja tema kineetilisel energial on sisemisel rajal jooksjaga võrreldes isegi neljakordne väärtus. See selgub võrrandist

$$E_{kin} = \frac{1}{2} m \cdot v^2 \cdot [J]$$

Kui energiavõrrandit teisendada, oleks raadiuse mõju veel selgemini hoomatav. Niisiis muutub kineetiline energia pöörleval liikumisel võrdeliselt ringtee raadiuse ruuduga. Mingi keha pöörlemisel (nt võimleja kangil) omandavad selle keha üksikud punktid pöörlemisteljest erinevaid kaugusi (raadiusi) ja seetõttu on neil kehaosadel ka suuri erinevusi mehaanilise energia väärtustes. Kõigi masspunktide energiaväärtuste summa annab pöörleva keha kogu kineetilise energia. Kui kaks võrdse massiga keha pöörlevad võrdse nurkkiirusega, võib nende koguenergia olla täiesti erinev, sest nende kehade kuju ei pruugi sarnaneda. Translatatoorsel liikumisel on võrdse massi ja liikumiskiirusega kehad ka võrdse mehaanilise energia väärtusega. Keha kuju mõju pöörlevale liikumisele väljendatakse inertsmomendi kaudu.

Translatsioon

$$E_{kin} = \frac{1}{2} m \cdot v^2$$

Rotatsioon

$$E_{kin} = \frac{1}{2} m \cdot r^2 \cdot \omega^2$$

Tähistades  $mr^2 = I$ , saame kineetilise energia avaldistele anda sarnase kuju

$$E_{kin} = \frac{1}{2} m \cdot v^2$$

$$E_{kin} = \frac{1}{2} I \cdot \omega^2$$

Masspunkti inertsmoment, mis asub pöörlemisteljest kaugusel  $r$ , on

$$I = m \cdot r^2 [kg \cdot m^2]$$

Kogu pöörleva keha kohta

$$I_0 = \sum_{i=1}^n I_i = \sum_{i=1}^n \Delta m_i \cdot r_i^2$$

Kui  $\Delta m \rightarrow 0$ ,

$$\text{siis } I_0 = \int r^2 dm \quad \text{ning} \quad dm = \rho dx dy dz,$$

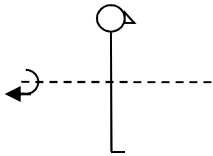
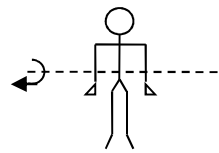
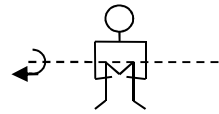
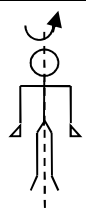
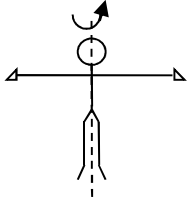
kus  $\rho$  – tihedus. Dimensiooniks on  $[kg/m^3]$ .

Kui keha pöörlemistelg asub raskuskeskmest kaugusel  $a$  ja mõlemad teljed on omavahel paralleelsed, arvutatakse inertsmomenti valemiga

$$I_{\text{pöörlemistelg}} = I_{\text{raskuskese}} + a^2 \cdot m$$

Seega on inimese inertsmoment väiksem, kui ta pöörleb ümber telje, mis läbib raskuskeset. Inimese inertsmoment on kõige suurem siis, kui ta sooritab näiteks kangil suuri hõõre. Korrapärase geomeetriliste ja konstantse tihedusega kehade puhul on inertsmomenti arvutamine lihtsam. Inimese keha inertsmomenti on matemaatiliselt väga raske arvutada, kuid rida eksperimentaalseid meetodeid võimaldab seda teha piisava täpsusega.

Tabel 1. Inimese keha inertsmomendi väärtuste sõltuvus keha asendist.

| Keha asend  | Pöörlemistelg | Inertsmomendi väärtus<br>(kgm <sup>2</sup> ) |
|---|---------------|--|
|    | mediaantelg   | 12,0-15,0                                    |
|    | frontaaltelg  | 10,5-13,0                                    |
|    | frontaaltelg  | 4,0-5,0                                      |
|   | püsttelg      | 1,0-1,2                                      |
|  | püsttelg      | 2,0-2,5                                      |

### Liikumishulga moment

Jõumoment viib keha kiirendatud pöörlevasse liikumisse. Translatoorsel liikumisel mõjub kehale jõud, mis muudab keha liikumise iseloomu. Jõumomendi ja keha nurkkiirenduse vahelise seose võime konstantse jõumomendi korral avaldada kujul

$$M = I \cdot \varepsilon [N \cdot m].$$

Liikumishulga momendi saame siis, kui eelmist avaldist korrutame jõu momendi mõjumise ajaga

$$M \cdot t = I \cdot \omega [N \cdot m \cdot s]$$

Algnurkkiirus on null.

Üldjuhul saame liikumishulga momendi muutuse avaldisest

$$\int_1^2 M(t) dt = I \cdot (\omega_2 - \omega_1),$$

kusjuures peab olema teada jõumomendi muutumise seadus ajafunktsioonina.

Mingile kehale pöörlemiskiirusega  $\omega_1$  mõjus jõumoment ajavahemikul  $t_1$  kuni  $t_2$  ja keha sai uueks pöörlemiskiiruseks  $\omega_2$ . Liikumishulga momendi jäävuse seadus väidab, et kui kehale ei mõju välisjõude või on nad niisugused, et nende resultant ei anna momenti pöörlemistelje suhtes, siis

$$I \cdot \omega = \text{const.}$$

Newtoni I seaduse järgi liigub iga keha ühtlaselt ja sirgjooneliselt, kui teda ei mõjuta mingi jõud. Pöörleval liikumisel ei liigu keha mööda sirgjoont, järelikult peab olema mingi jõud, mis pöörlevale kehale pidevalt mõjub, hoides teda ringjoonelisel trajektoiril. Seda jõudu nimetatakse kesktõmbe- ehk tsentripetaaljõuks. Matemaatiline avaldis selle jõu kohta oleks

$$F_n = m \cdot a_n, \text{ kusjuures}$$

$$a_n = \omega^2 \cdot r = \frac{v^2}{r} \left[ \frac{m}{s^2} \right],$$

$$F_n = m \frac{v^2}{r} [N].$$

Liikumistrajektoori puutuja suunas mõjub jõud

$$F_{\tan} = m \cdot a_{\tan}$$

$$\text{Et } a_{\tan} = r \cdot \varepsilon, \text{ siis } F_{\tan} = m \cdot r \cdot \varepsilon.$$

Kogukiirenduse saame

$$a = \sqrt{a_n^2 + a_{\tan}^2} = r \cdot \sqrt{\varepsilon^2 + \omega^2}$$

Ja jõud

$$F = m \cdot r \sqrt{\varepsilon^2 + \omega^4}$$

Dünaamika põhiseadus

translatsioonil

rotatsioonil

$$F = m \cdot a$$

$$M = I \cdot \varepsilon$$

Tabel 2. Translatsiooni ja rotatsiooni karakteristikute võrdlus.

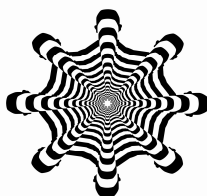
| Translatsioon                   | Rotatsioon   |
|---------------------------------|--|
| s [m] teepikkus                 | $\alpha$ [rad] nurk                                    |
| v [m/s] kiirus                  | $\omega$ [rad/s] nurkkiirus                            |
| a [m/s <sup>2</sup> ] kiirendus | $\varepsilon$ [rad/s <sup>2</sup> ] nurkkiirendus      |
| F [N] jõud                      | M [N m] jõumoment                                      |
| m [kg] mass                     | I [kg m <sup>2</sup> ] inertsmoment                    |
| mv [kg m/s] liikumishulk        | I $\omega$ [kg m <sup>2</sup> /s] liikumishulga moment |

### Kasutatud ja lugemiseks soovitatav kirjandus

Holmberg P., Hiltunen E., Perkiö J. (2007) Santorius: elusa looduse füüsika. Kirjastus Ilo, Tallinn.

Özkaya N., Nordin M. (1999) Fundamentals of Biomechanics: equilibrium, motion, and deformation. 2nd ed. Springer, New York

Vain A. (1972) Kehaliste harjutuste biomehaanika. TRÜ rotaprint. Tartu.



*Teaduses ei saa suurt avastust tellida ega osta.*

*...ei piisa üksnes vaatluste tegemisest, vaid sa  
pead olema piisavalt nutikas, et oluline ära tunda.*

Nobelist **Edmond Fischer**

## **4 Inimese liikumisaparaadi struktuur ja biomehaanilised iseärasused**

Inimese tasakaalu ja liigutuste biomehaanilisel analüüsil on tähtis teada inimkeha iseärasusi ja biomehaanilisi omadusi, mis võimaldavad ja ka mõjutavad liigutuste sooritamist. Inimese liigutused nõuavad kogu organismi kooskõlastatud tegevust. Igasugune liigutusülesanne täidetakse tugi-liikumisaparaadi liigutuste funktsionaalse süsteemi abil. Liigutuste funktsionaalse süsteemi all tuleks mõista sellist liigutuste süsteemi, kus liigutuste vastastikused suhted ja tegevus omandavad koostöö iseloomu ja on fokuseeritud liigutuste sooritajale kasuliku resultaadi saavutamisele (Vain 2003).

Inimese tugi-liikumisaparaati võib vaadelda kui omapärast ja keerulist luukangide süsteemi, mis pannakse tööle lihaste abil. Nende kontraktsioon toimub kesknärvisüsteemist lihasesse saabuvate närviimpulsside mõjul, toimides luukangidele ajamina.

### **Luud ja liigesed**

Luud moodustavad inimese liikumisaparaadis teljelise skeleti. Luud on omavahel ühendatud liigete abil. Liigete ehitumus määrab ära üksikute kehaosade omavahelise liikumisvõimaluse ja -ulatuse. Ruumis vabalt asetseval kehal on kuus liikumisvõimalust ehk vabadusastet: 1) kulgev liikumine mööda frontaaltelje; 2) kulgev liikumine mööda sagitaaltelje; 3) kulgev liikumine mööda vertikaaltelje; 4) pöörlemine ümber frontaaltelje; 5) pöörlemine ümber sagitaaltelje ja 6) pöörlemine ümber vertikaaltelje. Inimese liikumisaparaadi liigesed ei võimalda kulgevat liikumist mööda liigese telgi ning seetõttu on suurim vabadusastmete arv liigeses kolm. Sellisteks liigesteks on näiteks õlaliigesed (*articulatio humeri*).

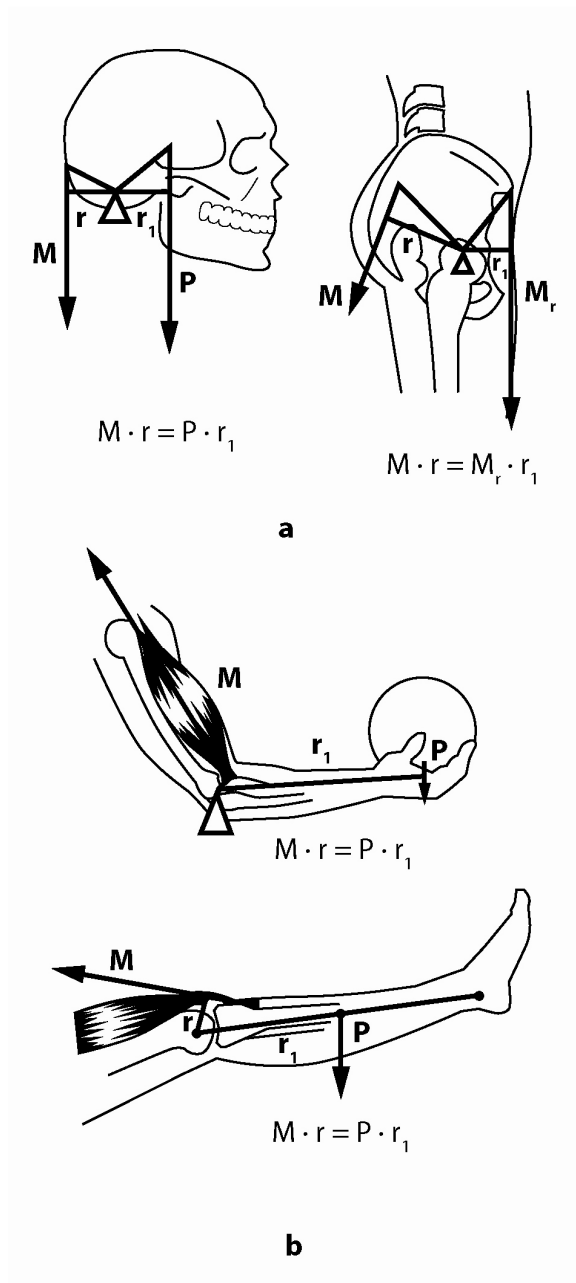
Liigutuste ulatus igas liigeses oleneb selle liigese ehitusest ning liigest ümbritsevate sidemete ja lihaste jäikusomadustest. Liigest ümbritsevate sidemete ja lihaste jäikusomadusi võib muuta vastava treeninguga või füsioteraapiliselt. Kehaosa liikumine ümber liigese telje toimub liigest ületava lihase kontraheerumisel tekkiva jõumomendi mõjul. Lihase üks ots kinnitub tavaliselt luukangile liigespinna läheduses. Sellest tingituna tekib olukord, kus lihase

lühenemisel mõne millimeetri võrra liigub selle kehaosa distaalne ots mitme sentimeetri võrra ja lihases tekkiv jõud on tekitanud palju suurema jõumomendi kui liikumapandava kehaosa tekitatav raskusjõu moment.

Inimese skeletis võib leida kolme liiki luukange (vt joonist 24):

- 1) kahepoolne (tasakaalukang);
- 2) ühepoolne, kus lihasjõud mõjub kangi kaugemale osale, arvates pöörlemisteljest (jõukang, näiteks roided);
- 3) ühepoolne, kus lihasjõud mõjub kangi ligemale osale, arvates pöörlemisteljest (kiirusekang).





Joonis 24. Kahepoolne ja ühepoolne luukang.

Inimese liikumisaparaadi luudele mõjuvad surve-, tõmbe-, painde- ja väändepinged, olenevalt sellest, kuidas paiknevad mõjuvad jõud (vt joonist 25). Luudele mõjuvad jõud võivad samaaegselt esile kutsuda ka mitut liiki pingeid. Kui tekkinud pinged on väiksemad luukoe vastupanuvõimest, ei esine jäävaid

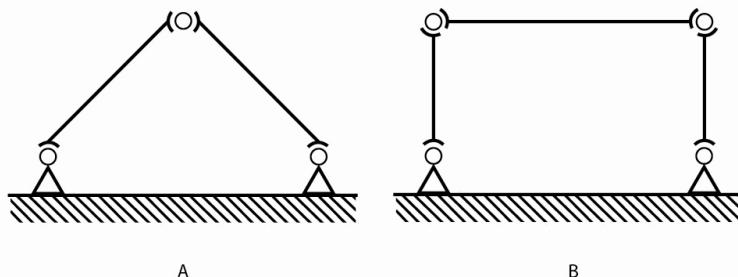
deformatsioone ega purunemisi. Liikumisaparaadi luude ehitumuse seisukohast osutuvad kõige ohtlikumaks paindepinged, eriti löögilise koormuse korral.



Joonis 25. Liikumise iseloomust tingitud erinevad pingeseisundid reie luudes: raskusjõud põhjustab survepinge, lihaste kontraktsioon paindepinge, liikumissuuna muutus väändepinge.

Liikumisaparaadi osad võivad moodustada kas kinnisi või lahtisi biokinemaatilisi ahelaid. Viimase all mõistame liigete abil ühendatud üksikute kehaosade süsteemi, mis võimaldab ruumis liikumist. Nii moodustavad inimese alajäsemed maapinnale toetudes kinnise biokinemaatilise, vaba ülajäse aga avatud biokinemaatilise ahela. Biokinemaatilise ahela liikuvust ise-loomustatakse vabadusastmete arvuga. Nii on labakäel abaluu (*scapula*) suhtes seitse vabadusastet (õlaliigese kolm, küünarliigese kaks ning randmeliigese kaks vabadusastet). Nagu eestpoolt teada, võib ruumis vabalt asetseval kehal olla maksimaalselt kuus vabadusastet. Antud juhul on tegemist olukorraga, kus ühe vabadusastme kõrvaldamine mis tahes kolmest loetletud liigesest ei piira labakäe liikumisvõimalusi ruumis.

Biokinemaatilise ahela iga lüli võib esineda ajamina (varustatud lihasega) ning muutuda ka paigalseivaks. Sellest tingituna võib avatud biokinemaatilise ahela lülide arv vabalt varieeruda. Biokinemaatilise ahela viimasel lülil võib olla suur liikuvus.



Joonis 26. Ühes tasapinnas liikumisvõimalusteta A ja ühe liikumisvõimalusega kinnine biokinemaatiline ahel B.

#### 4.1 Inimese liikumisaparaadi olulisemad biomehaanilised iseärasused

1. Liikumisaparaat on ehitatud eluskudedest ja -organitest, milles vahetpidamata toimuvad ainevahetusprotsessid. Liikumisaparaadi töötamisega kaasneb tema morfoloogiline ja funktsionaalne täiustumine. Tegevuseta olek tähendab taandarengut. Inimese liikumisaparaadile mõjuvad jõud võivad ruumis paikneda väga erinevalt, põhjustades seega surve-, tõmbe-, painde- ja väändepingeid, mis avaldavad mõju ainevahetusprotsesside intensiivsusele.
2. Inimese keha liikumisaparaadi ühed ja samad osad võivad konkreetse tööülesande täitmisel moodustada erinevaid mehhanisme.
3. Liikumisaparaadi tegevus põhineb inimese kogu organismi, esmajärjekorras kesknärvisüsteemi aktiivsel koostööl.
4. Liikumisaparaadi osad saavad liigese telje ümber teha ainult pöördeid. Kehaosade pöörete järjestus võib nende omavahelises liikumises anda ka kulgeva liikumise. Küünarvars saab küünarliigese frontaaltelje ümber võnkuda ainult teatud amplituudi ja sagedusega.
5. Liikumisaparaadi ajamitena esinevad lihased võivad kinnituskohdades esile kutsuda ainult tõmbepingeid. Luukangi lihas lükata ei saa.

Liigutuste biomehaanilisel analüüsil tuleb selgitada sooritatud liigutuste biomehaanilist otstarbekust, arvestades kõigi loetletud iseärasustega.

## 4.2 Skeletilihaste sisemine ehitus – mikroanatomia

Skeletilihas kindlustab elusorganismile ühe eluliselt tähtsa funktsiooni – liikumise. Vastavalt sellele on evolutsioonis välja kujunenud igale lihasele, olenevalt funktsioonist, eripärane ehitus. Vaatamata funktsioonide mitmekesisusele võib lihased välise kuju järgi jaotada nelja rühma.

Esimesse rühma kuuluksid mitmeosalised ja komplekslihased. Neil on luukangidel palju kinnituskohi. Sellisteks lihasteks on näiteks selja süvalihased.

Teise rühma moodustavad laiad lihased. Need lihased ühendavad keret jäsemetega või asetsevad õõnsuste seintel (selja ja rinna pindmised lihased, kõhuseina lihased). Mõned neist on lehvikutaolised, näiteks selja ülilai lihas (*m. latissimus dorsi*). Osal neist lihastest on lai ja lame kõõluseline osa, mida nimetatakse kilekõõluseks e aponeuroosiks. Need lihased on vastupidavad nii staatilistele kui ka dünaamilistele pingutustele, mida võib seletada nende lihaste omadusega lülitada töösse osade kaupa. Seda tuleb arvestada lihaste testimisel.

Kolmanda rühma lihasteks on jäsemetel paiknevad käävjad lihased. Nende lihaste keskmine osa ehk lihaseköht aheneb otste poole ja läheb üle kõõluseks. Viimased võivad moodustada kolmandiku kuni poole kogu lihase pikkusest. Lihaskõhtu moodustavad lihaskiud võivad paikneda paralleelselt, ühelis- või kahelissulgjalt lihase pikitelje suhtes. Lihaskiudude paigutusest olenevad aga lihase biomehaanilised omadused.

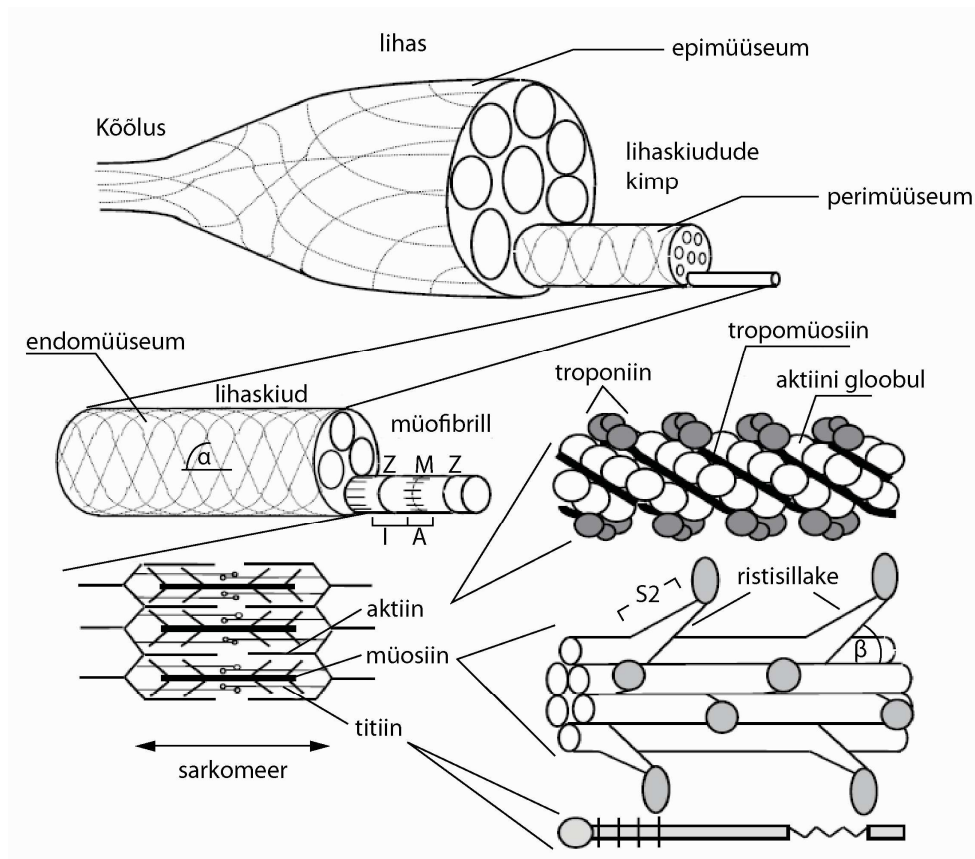
Viimase rühma moodustavad sõõr- ja sulgurlihased. Need paiknevad avade ümber.

Skeletilihase histoloogiliseks ühikuks võib pidada lihaskiudu. Selles morfoloogilises üksuses avalduvad kõik kolm eespool toodud lihase funktsiooni. Teades nende mehhanisme, võib funktsioonide häireid vähendada.

Skeletilihaskiudude seondumine lihaseks on vajalik selleks, et nende kontraheerumisel avalduvat jõudu üle kanda luukangide süsteemile – skeletile. Skeletilihaskiude seob lihaseks sidekude – lihaskiudu ümbritsev endomüüseum; lihaskiudude kimpu ümbritsev kohev sidekude – perimüüseum (selles kulgevad arterid ja närvid) ning kogu lihast ümbritsev tihe sidekude – epimüüseum. Nende sidekoeliste struktuuride mehaaniline tugevus määrab oluliselt ära ka lihase mehaanilise tugevuse tõmbele.

Lihaskiudu võime vaadelda kui erinevate mõõtmetega gigantset rakku olenevalt konkreetsest skeletilihastest, mille koosseisu ta kuulub. Lihaskiud on pealt kaetud sidekoelise ümbrisega – endomüüseumiga. Lihaskiu sees paiknevad niidikujulised müofibrillid, mille hulk võib ulatuda üle 2000. Iga müofibrill koosneb omakorda aktiini-, müosiini- ja titiinifilamentidest. Kõige suurema molekulkaaluga on titiin – 800 000 daltonit, müosiin – 490 000 ja aktiin – 76 000. Titiin on ainuke filament, mille pikkus muutub skeletilihase kontraktsioonil, see tähendab, et titiinifilament on elastne ja osaleb mehaanilise energia transmissioonil lihase sarkomeerilt

luukangile. Müofibrillil on vöödiline ehitus – tumedad A-vöödid vahelduvad heledate I-vöötidega. Müofibrilli järjestikust heledate ja tumedate vöötide kompleksi nimetatakse sarkomeeriks ja see on eraldatud Z-ketastega (vt joonist 27). Lihaskontraktsioonil tekib närviimpulsist vallandunud biokeemiliste reaktsioonide tulemusena müosiini filamendil asuvate ristsillakeste S2 regioonis jõud, mis pöörab ristsillakest müofilamendist eemale, s.t suureneb nurk  $\beta$  (vt joonist 27).



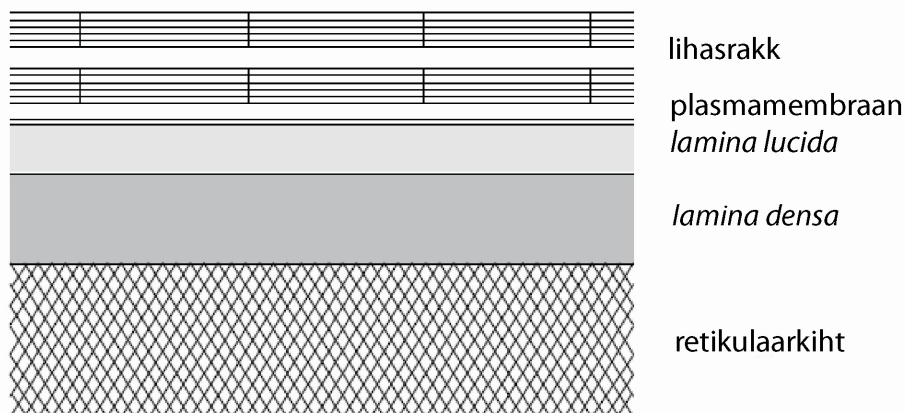
Joonis 27. Skeletilihase ehitus (Nigg, Herzog 1994 ja Bagshaw 1982), titiini ehitus (Nave 1990), titiini filamentide paigutus sarkomeeris (Vain 1995).

Seega on vöötlihase elementaarseks kontraktsiooniühikuks sarkomeer, milles pärast närviimpulsi saabumist lihaskiudu toimub aktiini- ja müosiinifilamentide libisemine ristisillakeste radiaalse liikumise tõttu.

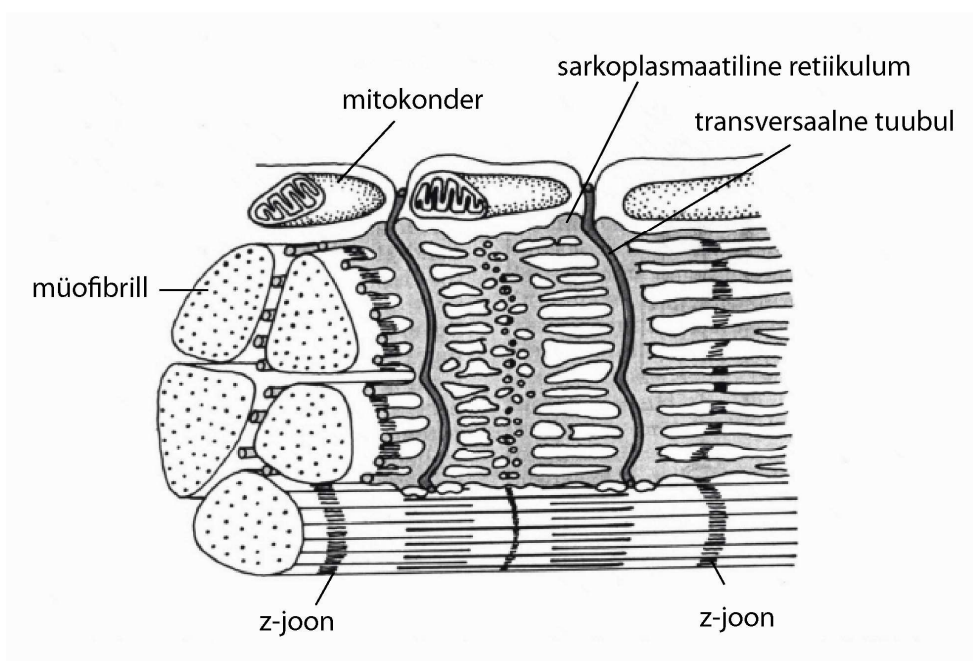
Lihaskiudude kimpu ümbritseb sidekoeline struktuur – perimüüseum, milles on mitu korda rohkem sidekude kui endomüüseumis. Kogu lihast, millel on ühine kõõluseline osa, ümbritseb epimüüseum, milles on sidekudet veidi rohkem kui perimüüseumis.

Skeletilihase sidekoeliste struktuuride ehitust ja funktsiooni on suhteliselt vähe uuritud. On teada, et endomüüseum koosneb õrnast kollageensete kiudude võrgust ja rakkudest, mis paiknevad esmajoones verekapillaaride läheduses ning meenutavad peritsüüte. Skeletilihaskiudu väljast katvat kilet nimetatakse sarkolemmiks (vt joonist 28). Viimane koosneb kahest osast: siseseist rakumembraanist, mille paksus on umbes 75 Å, ja välisest basaalmembraanist, mille paksus ületab rakumembraani enam kui kümnekordselt (vt joonist 28). Rakumembraan koosneb kahest kihist. Siseseiga on seotud T-süsteem. Viimane tungib lihaskiu sisemusse kas A- või I-vöödi kohal või ka Z-joone nivool.

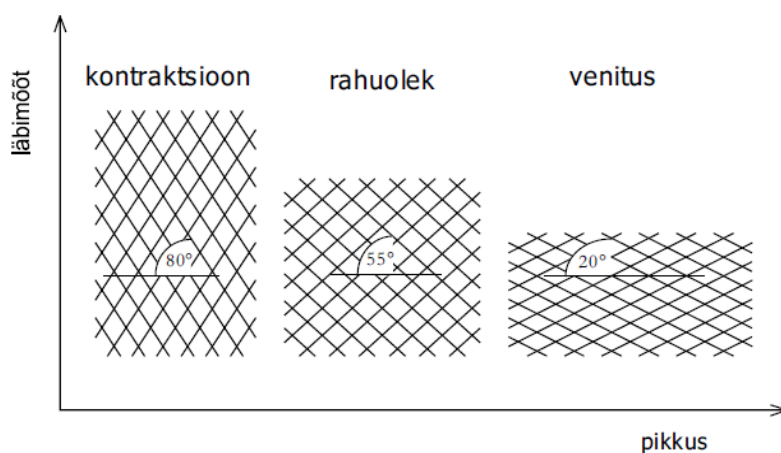
Basaalmembraan (endomüüseum) moodustub polüsahhariide sisaldavast amorfsest ainest ja sellesse sulundunud kollageensetest või argüofiilsetest niitidest. Viimaste võrkjas paigutus võimaldab sarkolemmi kohanemist lihaskiu kuju muutusega; võrgu silmad on soikuvas kius enam-vähem korrapäraselt nelinurksed, moodustades rahuolekus lihaskiu pikiteljega nurga 55°, väljavenitatud kius muutuvad nad lihaskiu pikitelje suunas piklikuks, nurk pikitelje suhtes vähemalt 20° ja kontraheerunud kius on võrgu silmad risti kiudu piklikuks muutunud ning nurk pikitelje suhtes kuni 80° (vt joonist 29). Skeletilihase kollageeniiniitide orientatsioonil lihaskiu pikitelje suhtes on suur tähtsus sarkomeeris tekkinud mehaanilise energia transmissioonil lihase kõõlusele ja selle kaudu luukangidele (Vain 1990, Purslow, Trotter 1994, Patel, Lieber 1997).



Joonis 28 . Skeletilihase kiu skemaatiline pikilõige.



Joonis 29 . Skeetilihaskiu ehitus (Marieb E. N.1987).



Joonis 30. Kollageenikiudude reorientatsioon lihasümbristes lihase kontraktsioonil, rahuolekus ja venitusel (Purslow 1989).

Vastsündinu lihase endomüüseumis on retikulaarkiud peenikesed ja nende orientatsioon ei ole korrapärane. Täiskasvanud imetaja lihases on retikulaarkiud prevaleerivalt korrapärase orientatsiooniga ja tunduvalt suurema kiuläbimõõduga. Ontogeneesi vältel suureneb endomüüseumi paksus keskmiselt neli korda.

Perimüüseumis on tunduvalt enam kollageenkiude kui endomüüseumis, kusjuures masside suhe on 2,8:1 kuni 64:1 (Light et al, 1984). Vähemal määral kui kollageeni leidub endo-, peri- ja epimüüseumis elastiini. Epimüüseumi ehitus ei erine morfoloogilisest aspektist oluliselt perimüüseumist.

Erilist tähelepanu väärib lihase ehitus üleminekul kõõluseks. Kirjanduse andmetest selgub, et endomüüseum katab lihaskiu otsa ja ainult tema kollageeni ja elastiini kiud lähevad vahetult üle kõõluseks. Samuti lähevad vahetult üle kõõluseks peri- ja epimüüseumi kollageenikiud. Morfoloogia- ja histoloogiaalasest kirjandusest ei selgu müofibrillide seundumine kõõlusega. Vastavalt skeletilihase uuele biomehaanilisele mudelile (Vain 1990) ei kanna müofibrillid mehaanilist energiat vahetult üle kõõlusele, vaid mehaanilise energia transmissioon toimub peri- ja epimüüseumis paiknevate kollageeni-niitide heeliksrite kaudu, kuna nende väljavenitatavus on väike ja seetõttu kindlustavad nad ka lihase ruumala konstantsuse. Lihase kokkutõmbel või väljavenitamisel toimub kollageeniniitide reorientatsioon, mida iseloomustavad eespool toodud nurkade väärtused.

### 4.3 Skeetilihase biomehaanika

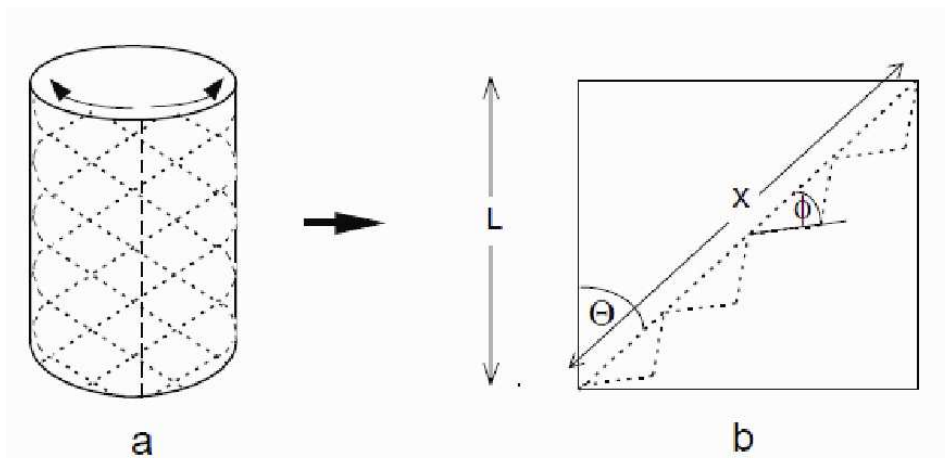
Biomehaanilisest aspektist on skeetilihasel kui organil kolm funktsiooni: jõu genereerimine, mehaanilise energia dissipatsioon ja rekuperatsioon. Neid funktsioone teostab skeetilihas järgmisel viisil. Jõu genereerimisel pärast närviimpulsist vallandunud müosiini filamentide ristsillakeste radiaalset liikumist pingestatakse endo- peri- ja epimüüseum ja suureneb lihaskiu siserõhk ning sellele järgneb perimeetri suurenemine. Kuna lihaskiud ja ka lihaskiudude kimp ning lihas tervikuna on kaetud sidekoeliste struktuuridega, kus asub kollageeni- ja elastiininiitidest võrgustik, järgneb perimeetri suurenemisele lihase kui organi lühenemine, sest kollageeni- ja elastiininiitide võrgustik kindlustab lihase ruumala konstantsuse.

Nii nagu eespool öeldud, lähevad kollageeni- ja elastiininiidid peri- ja epimüüseumis vahetult üle kõõluseks, seega müofilamendi ristsillakeste radiaalsel liikumisel tekkinud külgsurve realiseerib lihase tõmbejõuks lihase sidekoelises ümbrises paiknev kollageeni- ja elastiinivõrgustik. Nagu eespool märgitud, muutub võrgustiku silma ja lihaskiu pikitelje vaheline nurk  $\alpha$ ,  $20^\circ$  väljavenitatud asendis kuni  $80^\circ$ -ni maksimaalselt kontraheerunud asendis. Järelikult on lihase sisesurve transmissioonil tõmbepingeks suur tähtsus nurga  $\alpha$  väärtusel. Fakt, et lihaskiud ei kulge kõõlusest kõõluseni, viitab tõsiasjale, et



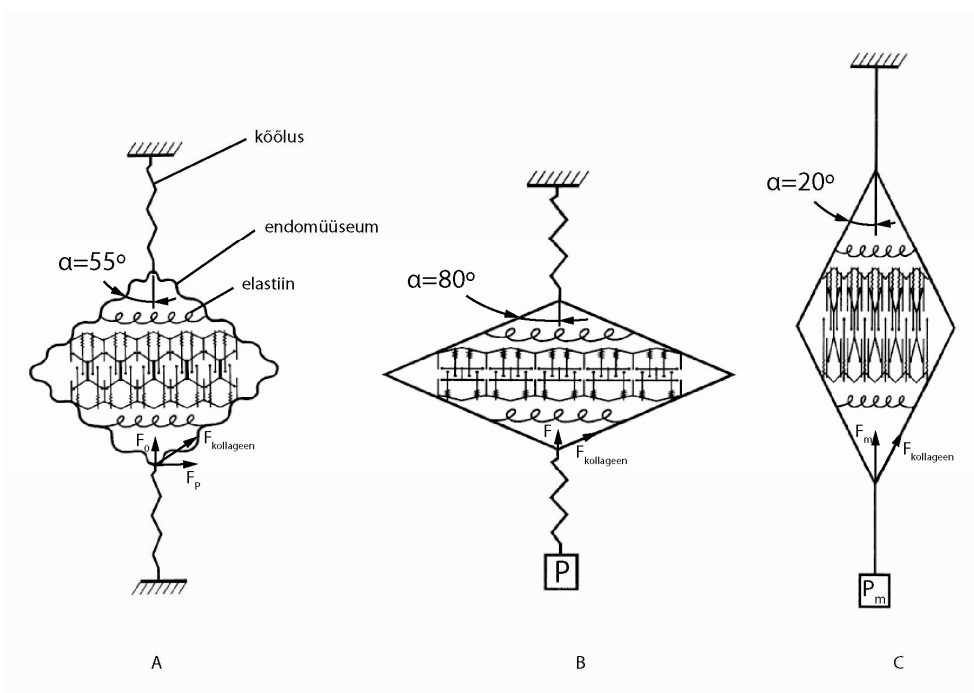
lihaskiu ümbrises – endomüüseumis paiknevad kollageeniheeliksid ei osale mehaanilise pinge transmissioonil skeletilihases sel määral kui peri- ja epimüüseumi kollageeniheeliksid, mis kulgevad ühelt kõõluselt teisele. Skeletilihaskiu biomehaaniline mudel näeks välja nii nagu joonisel 32.

Mehaanilise pinge transmissiooni sarkomeerilt kõõlusele, sarkomeeri pikkuse muutumisel, illustreerib joonis 32. Toonilise pinge korral (A) omavad kollageeniniidid kõõluses, endo- peri- ja epimüüseumis kurrutatud kuju (vt joonist 32).



Joonis 31. Kollageeniniitide kurrulisus (Purslow 1989).

Kollageeni- ja elastiininiidid on kergelt välja venitatud ja pingestatud. Olgu kõõlusele mõjuv tõmbepinge  $\sigma$ . Et rahuolekus on toonilisel pingel nurga  $\alpha$  väärtus ligikaudu  $55^\circ$ , kantakse kõõlusele üle ligikaudu 60% kollageeniniidi pingest. Sarkomeeri pikkuseks on rahuoleku toonilisel pingel ligikaudu  $2.0 \mu\text{m}$  (Purslow 1989). Joonisel 32 B on lihas maksimaalse tahtelise pinge all, sarkomeeri pikkus  $1,1\mu\text{m}$  (Purslow 1989) ja kollageeniniitide kurrud endo-, peri- ja epimüüseumis sirgestunud. Ligikaudu 20% sellest pingest kantakse kõõlusele. Elastiininiitide pinge on maksimaalne. Välisjõust maksimaalselt väljavenitatud lihast kujutab joonis 32 C. Siin on kollageeni-niitide kurrud kõikjal sirgestunud ja edasine pinge kasv tekitab plastseid deformatsioone, millega hajub salvestatud elastsusenergia. Sarkomeeri pikkus on  $3,9 \mu\text{m}$  (Purslow 1989). Kollageeniniitide pingest kantakse kõõlusele üle ligikaudu 94%. Lihase jõud on maksimaalne. Kuni selle seisundini toimub lihases elastsusenergia akumulatsioon kollageeniniitide kurdude elastse deformatsiooni ulatuses olenevalt nende hetkelisest jäikusest. Elastsus-energia akumulatsioonis osalevad kahtlemata ka müosiini ristsillakeste S2 regioon ja elastsed titiinifilamendid. Skeletilihase passiivsel väljavenitamisel on müosiini ristsillakeste ning titiini roll elastsusenergia salvestamisel ilmselt minimaalne.



Joonis 32. Skeletilihaskiu biomehaaniline mudel (Vain 1990).

Mehaanilise pinge absoluutväärtus sõltub eferentse innervatsiooni aktiivsusest ja energiaküllaste valkude hulgast ning nende transpordi intensiivsusest lihases. Uuringud on näidanud, et glükogeenivarude suurenemisel lihases suureneb lihase hüpertroofia ja rahuoleku toonus.

Skeletilihase võime hajutada mehaanilist energiat on väga tähtis liigutuste juhtimisel ja elementaarliigutuste sageduse suurenemisel. Inimese liikumis-aparaadis iga elementaarliigutuse korral (painutus või sirutus – pööre ümber liigese telje) venitavad agonistlihased lühenedes alati samaaegselt välja liigese teljest vastaspool paiknevad antagonistid. Et lihasel on alati mehaanilise energia hajutamise võime, toimub antagonistide väljavenitamise ajal mehaanilise energia dissipatsioon  $E_{\Theta}$ , mida võib iseloomustada võrrandiga

$$E_{\Theta} = F_{\Theta} \cdot d_{\text{lihas}},$$

milles  $d_{\text{lihas}}$  on antagonistide väljavenitamise ulatus.

Lihase väljavenitamisel tekivad takistusjõud

$$F_{\Theta} = 2 \cdot \Theta \cdot f \cdot v \cdot m,$$

milles

$\Theta$  – antagonistlihas omavõnkumise kustumise logaritmiline dekrement,

$v$  – väljavenituse kiirus,

$f$  – antagonisti omavõnkesagedus,

$m$  – antagonisti mass.

Seega sõltuvad mehaanilise energia dissipatiivsed kaod väljavenitatava lihase dempfeeruvusest, rahuoleku toonuse suurusest ja väljavenitamise kiirusest. Viimase tõustes võib lihases paiknevate kollageeniniitide mehaaniline pinge tõusta väärtusteni, millest algavad plastsed deformatsioonid ja kollageeniniidid kaotavad oma elastsuse. Sel juhul suureneb lihase võime hajutada mehaanilist energiat nii lõdvas kui ka kontraheerunud seisundis. Niisugused muutused vähendavad lihase töövoimet ja selline lihas väsib kiiresti.

Mehaanilise energia rekuperatsioon skeletilihases leiab aset müosiini ristsillakeste, titiinifilamentide, lihaseköhu kollageenikiudude ja kõõluse deformatsioonidel. Mehaanilise elastsusenergia salvestus oleneb eespool loetletud morfoloogiliste struktuuride elastsel deformatsioonil nende jäikusest  $C$  ja absoluutse deformatsiooni suurusest  $d_{\text{lihas}}$ :

$$E_{\Theta} = \frac{C \cdot d_{\text{lihas}}^2}{2}.$$

Skeletilihase kõht ja kõõluselised osad funktsioneerivad kui tervik ja seetõttu on mehaanilise energia rekuperatsioonil väga tähtis roll rekuperatsiooni ajal. Kui ajavahemik mehaanilise energia salvestamise ja selle kasutamise vahel on väike, ei mõjuta lihase kõhu relaksatsiooni ja roomavuse omadused mehaanilise energia rekuperatsiooni.

Suurema ajavahemiku korral vähendab lihase kõhu relaksatsioon sidekoeliste struktuuride jäikust ja roomavus elastset deformatsiooni ning rekupereeritava energia hulk kahaneb olulisel määral. Nagu toodust selgub, on skeletilihase mehaanilise energia rekuperatsiooni- ja dissipatsiooniomadused antipoodid – hea võime rekupereerida mehaanilist energiat on ainult sellisel lihasel, millel on madalad mehaanilise energia dissipatsiooniomadused (lihase oma-võnkumise kustumise kiiruse arväärtused on väikesed).

Kokkuvõtteks võib öelda, et skeletilihase funktsionaalne seisund, lähtudes biomehaanilisest mudelist, on iseloomustatav lihase biomehaaniliste omaduste –

jäikuse ja dempfeervuse kaudu. Esimest võib väljendada skeleti-lihase omavõnkesageduse ja teist logaritmilise dekremendi kaudu.

#### 4.4 Skeletilihase toonus

Ajakirja *Age and Ageing* toimetaja Ward A. B. kirjutab artiklis "Lihastoonuse hindamine": "Vaidlus lihastoonuse hindamise osas on oluline ning nii teadlased kui praktiseerivad meedikud on näinud vaeva kasulike mõõteseadmete arendamisel. ... Ashworthi ja modifitseeritud Ashworthi skaalad on üldiselt kasutusel ning neid võib usaldada teatud valdkondades, kuid nende tõesus spastilisuse uurimisel üldiselt ei ole hea. ... Niisiis, milleks me mõõdame toonust ja miks on see oluline? Kliinilises praksises vajatakse efektiivset, lihtsa mõõteprotseduuriga seadet, et järgida spastilisuse seisundi definitsiooni nii täpselt kui võimalik. Ashworthi skaala sellega toime ei tule, kuid jääb sealjuures kasulikuks voodihaigete suhtes rakendatavaks kliiniliseks võtteks". Järgnevalt käsitleb autor pendlitesti ja järeldab: "Rymer ja Katz järeldavad siiski, et biomehaanilised mõõdud korreleeruvad kõige enam kliinilise seisundiga, sest jäseme sirutamine võib passiivse vastupanu ületamiseks olla rohkem seotud pehmete kudede viskoelastsete omadustega kui spastilisusega (Rymer ja Katz 1994)".

Lõpetuseks ütleb autor: "Meil tuleb jätkata spastilisuse mõõtmist Ashworthi skaala alusel kliinilises keskkonnas, kuid peame mõistma tema vajakajäämisi ning alati siduma patsiendi suhtes rakendatavad meetmed funktsionaalsuse väljundi mõõduga rehabilitatsiooni eesmärgil".

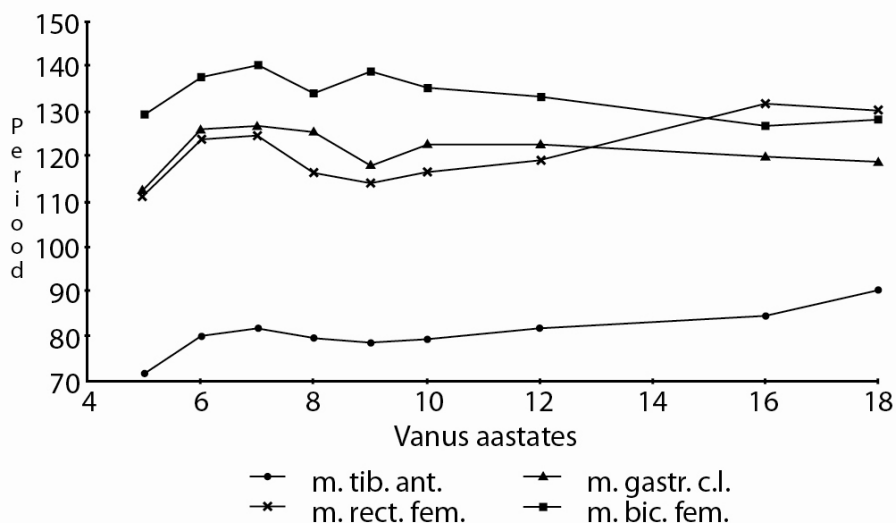
Lähtudes toodud skeletilihase biomehaanilisest mudelist ja kirjanduse andmetest, võib toonust defineerida kahest aspektist:

- a) passiivse skeletilihase rahuoleku toonus, millel puudub tahteline kontraktsioon ja mis väljendub mehaanilise tõmbepinge näol, mida ei saa tahteliselt vähendada;
- b) asenditoonus kui mehaaniline pingus lihases, mille abil kindlustatakse keha tasakaal, kehaosade omavaheline asend ehk rüht ja luuakse aktiivseks lihastööks vajalik eelpinge foon, kusjuures kogu närvilihasaparaadis tagatakse toonus ühelt poolt kesknärvisüsteemi, teiselt poolt rakutoonuse kaudu (The Oxford English Dictionary, 1991, Stedman's Medical Dictionary, 1995; Thews et al 1980).

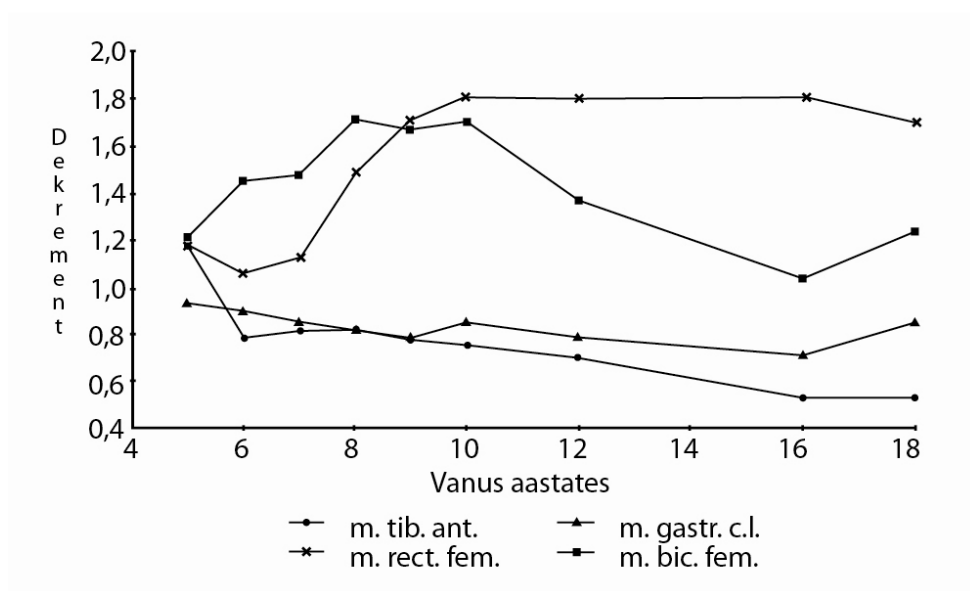
Skeletilihase toonus on integraalne näitaja, mis peegeldab kogu organismi seisundit. Ta on informatiivne näitaja nii organismi patoloogiliste kui ka eelpatoloogiliste seisundite diagnoosis. Tulenevalt toodud definitsioonist ei saa toonust iseloomustada mingi ühe kindla arvuga, nagu ei saa inimese arteriaalset vererõhku hinnata lähtudes ühest konkreetsest arvust. Seega peaks skeletilihase toonust väljendama statistiliste näitajate kaudu – keskväärtus, standardhälve või variatsioonikonstant.

On teada, et inimese igal skeletilihasel on organismis kindel funktsioon, eriti kui pidada silmas aktiivseid liigutusi ja kehaasendi ehk rühi säilitamist. Seetõttu on ka igal lihasel toonus, mis erineb teise lihase toonusest. Sarnasus peaks olema vasaku ja parema kehapoole samanimeliste lihaste toonuses. Tahtelise lõõgastuse seisundis on skeletilihase mehaanilise pinge aste alati väiksem kui tahtelisel maksimaalsel kontraktsioonil. On tähtis teada, et toonilist pinget lihases inimene oma tahtel vähendada ei saa. Küll aga muudavad toonust emotsionaalsed seisundid. Võime väita, et toonuse regulatsioonis mängib suurt rolli vegetatiivne närvisüsteem. Kahtlemata avaldavad toonusele mõju kehatemperatuur, vanus, elukutse jms.

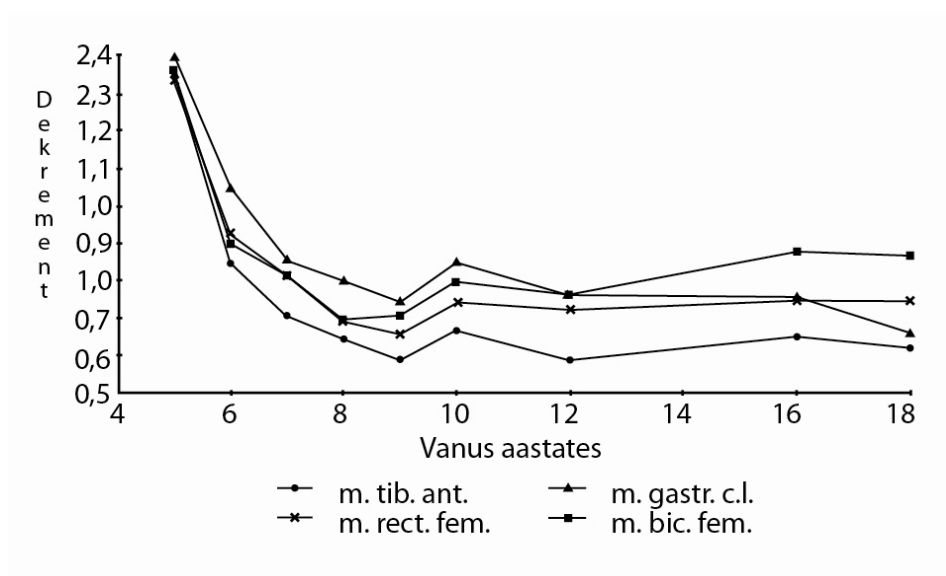
Kirjanduse andmed ja meie uuringud on näidanud, et kehalise töövõime paranemisel suureneb lihaste toonus. Lihase atrofeerumisel väheneb toonus olulisel määral. Ülemäära kõrge toonus leiab aset peamiselt neuro-patoloogiliste seisundite korral. Toonus muutub ka olenevalt vanusest (vt jooniseid 33 ja 34). Kuni viienda eluaastani on skeletilihaste elastsus suhteliselt madal ja selle paranemine on suurel määral lapse kehalisest aktiivsusest. Küllaltki olulisel määral sõltub toonus vere hulgast lihases. Suurema verehulgaga lihases on peri- ja epimüüseumi kollageeniniitide võrgustik suurema pinge all. Seda on täheldatud sportlaste uuringutel, mõõtes lihaste toonust enne ja pärast soojendusharjutusi.



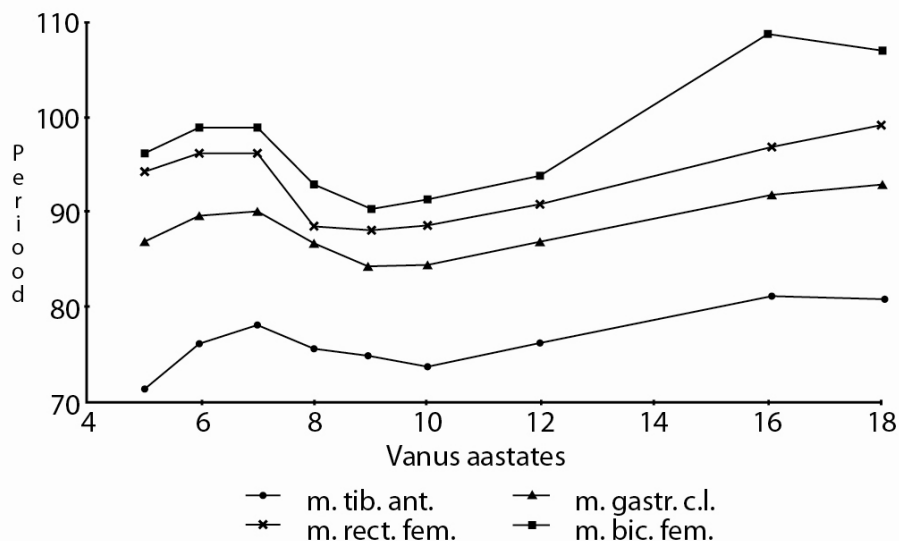
Joonis 33. Alajäsemete lihaste toonuse sõltuvus vanusest.



Joonis 34. Alajäsemete lihaste elastsuse sõltuvus vanusest.

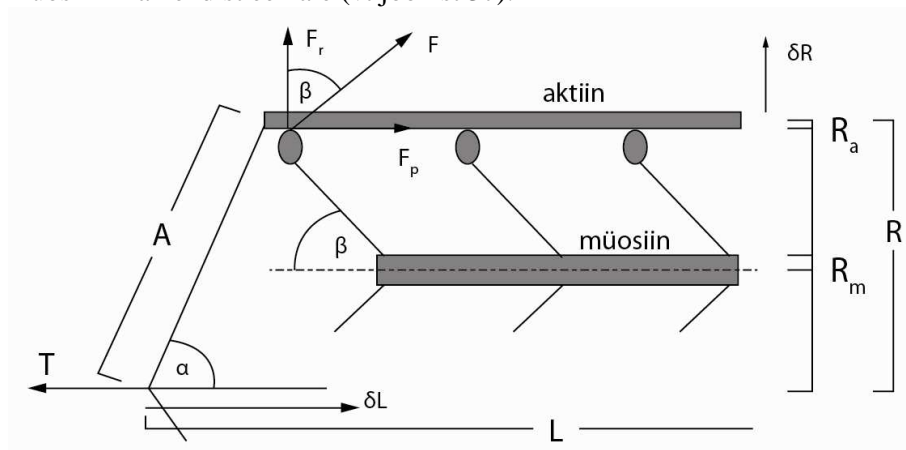


Joonis 35. Kontraheerunud lihaste elastsuse sõltuvus vanusest.



Joonis 36. Alajäsemete lihaste maksimaalse kontraktsioonijõu (omavõnke perioodi) sõltuvus vanusest.

On teada, et lihastoonuse hoidmiseks kulutab organism vähe energiat. Kui toonuse hoidmine toimuks lihaskontraktsiooni mehhanismi kaudu, oleks siin ilmne vastuolu. Teatavasti seisneb Huxley hüpoteesi järgi lihaskontraktsiooni mehhanism järgmises. Pärast närviimpulsi jõudmist lihaskiudu haakuvad müosiinifilamendi ristsillakesed aktiinifilamendiga ja viimased tõmmatakse müosiinifilamentide vahele, kusjuures müosiinifilamendi ristsillakesed pöörduvad oma kinnituskohas müofilamendil ja liiguvad radiaalselt müosiinifilamendist eemale (vt joonist 37).



Joonis 37. Müosiini ristsillakesi pöörava elastsusjõu risti  $F_r$  ja pikikomponendi  $F_p$

olenevus nurgast  $\beta$ .

Kui selliselt genereeritakse lihastoonuse hoidmiseks vajalik mehaaniline energia, peaks lihastoonuse langemisel olema võimalus säilitada toonust näiteks elektristimulatsiooni pideva rakendamisega. Ei ole aga teada ühtegi sellist edukat katset. Tunduvalt tõenäolisem on versioon, et toonuse hoidmisel osalevad skeletilihase elastsed valgud, näiteks titiin.

Paljude teadlaste viimaste aastate töödes rõhutatakse, et skeletilihase sarkomeer pole mitte kahefilamendiline, vaid kolmefilamendiline – müosiin, aktiin ja titiin (Maruyama 1980, Nave 1990, Trombitás and Pollack 1993 jt). Titiinifilamenti, erinevalt aktiini ja müosiinifilamendist loetakse sarkomeeri elastseks valguks, kusjuures tema mehaaniline tugevus on mitu suurusjärku eelmistest suurem. Vastavalt Nave (1990) andmetele kinnitub titiinifilamendi üks ots Z-kettas ja sarkomeeri I-vöötmes asub tema see osa, mis lihaskontraktsioonil ja väljavenitamisel muudab oma pikkust. Titiinifilamendi teine ots on aga peakujuline ja asub M-joone läheduses (vt joonist 32). On alust arvata, et titiinifilamendi pea ületab M-joone (Vain 1995), see tähendab, et ta on pikem kui pool sarkomeeri. Granzier et al. (1996) andmetel on just titiinifilament sarkomeeri see morfoloogiline struktuur, mis hoiab sarkomeeri rahuoleku pikkusel 2,0  $\mu\text{m}$ . Sellisel juhul fikseerib endo-, peri- ja epimüüseumi normaaloleku pingus titiinifilamendi pead sarkomeeris ja titiinifilamendi elastsusjõud osaleb skeletilihase toonuse hoidmisel.

Kui aga lihastoonus on langenud sedavõrd, et titiinifilamentide pead saavad üksteise suhtes liikuda, suurendab see lihase võimet hajutada mehaanilist energiat passiivsel pikenemisel. Selline võimalus on tõenäoline raugaeas ja ka lihase atrofeerumisel. On oluline teada, et suurenenud dempfeeruvusel (võime hajutada mehaanilist energiat) võib lihase kiirel väljavenitamisel mehaaniline pinge tõusta lühikese aja jooksul niivõrd suureks, et purustab lihase morfoloogilisi struktuure, kuna viskoelastsete kehade deformatsioon järgneb alati suurema või väiksema latentsiajaga mehaanilise pinge kasvule. Selline trauma lokaliseerub enamikul juhtudest perimüüseumis. Purunenud kollageeniniitide otstes tekivad tombukesed, mis ilmselt aitavad peatada kollageeniheeliksi võrgustiku kuju muutust. Pärast armkoe teket võib kollageeniheeliks jällegi funktsioneerida, kuid nüüd juba tunduvalt suurema dempfeeruvusomadusega. On olemas eksperimentaaluuringute tulemused, mis näitavad, et skeletilihase ülepingutusel kaob sarkomeeri M- ja Z-joonte korrapärasus (Horowitz, Podolsky 1987, Friden 1984).

#### **4.5 Lihaste töörežiimid**

Lihase töörežiimi, kus muutub lihase pikkus, kuid mitte temas tekkiv pinge, nimetatakse lihase isotooniliseks tööks. Inimese keha liigutuste juures esineb sellist režiimi harva.



Kui lihase töötamisel muutub lihase arendatav pinge, kuid ei muutu tema pikkus, on tegemist isomeetrilise režiimiga.

Kolmandat inimese keha liigutuste juures esinevat režiimi nimetatakse auksotooniliseks. Siin kasvab lihase jõud kontraktsiooni kestel ning muutub ka lihase pikkus. Sellist töörežiimi esineb kõige sagedamini.

Lihase pikeneb aga ainult siis, kui esineb jõud, mis lihast venitab. Lihase venitamisega võib see olla passiivne või aktiivne. Lihase lüheneb aga alati erutusprotsessi esile kutsunud närviimpulsi mõjul.

Lihase pikkus võib muutuda ka lihase arendatava jõu muutusega. Inimese liigutustega esineva lihaste töö võime liigitada nelja varianti.

1. Lihase lüheneb ja tema arendatav jõud kasvab pidevalt mingi piirini (näiteks jõu mõõtmisel dünamomeetriga). Seda nimetatakse lihase tööks suutlikkuse piirini.
2. Lihase lüheneb ja tema jõud on kõige suurem liikumise alguses, hiljem hakkab jõud vähenema ning muutub liikumise lõpus nulliks. Selline lihaste töö esineb kõigi hooliigutuste juures. Liikumise algul antakse vastava kehaosa liikumapanemiseks vajalik jõuimpulss ning hiljem muutub liikumapanev jõud nulliks.
3. Lihase pikkus suureneb pidevalt koos kontraktsiooniprotsessis tekkiva jõuga. See on lihase pidurdav töö.
4. Lihase pikeneb ja tema pinge väheneb pidevalt. See on lihase reguleeriv töö.

Kõigil neil juhtudel töötab lihas dünaamiliselt, muutes liikumise iseloomu. Ühe ja sama lihasrühma juures võib üks lihase tööliik muutuda teiseks, näiteks kangi tõstmisel maast üles ja tagasi laskmisel.

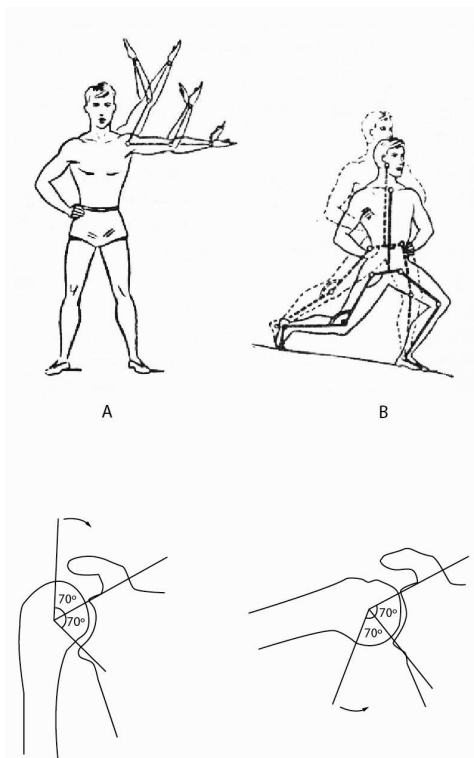
Lihaste staatilisel tööl lihase pikkus ega pinge lühikese ajavahemiku vältel oluliselt ei muutu.

Lihaste tugevdamisel ei tohi lihast muuta lühikeseks (perimeetri suurenemine lihase konstantse ruumala korral), sest töötades antagonistina, vähendab see liigeses kehaosa liikuvuse ulatust. Järelikult on lihaste venitusharjutustel väga suur tähtsus.

#### **4.6 Liigutuste amplituudid liigestes**

Kehaosade liikumisel libisevad liigeses teineteise suhtes kahe luu otsad ja tekib kehaosa pöörlev liikumine, mis võib kulgeda kas ümber ühe või mitme telje. Seega on liigesel üks või mitu vabadusastet. Et liigese pea on enamasti kujult pöördkeha, toimub pöörlemine ümber ühe telje. Ainult keraliiges võimaldab pöörlemist samalaadset ümber kolme telje. Liigese abiparaadi moodustavad sidemed, mis tervikuna määravad liigeses liigutuste amplituudi.

Liigese liigutusamplituud on pöördenurga ulatus, mis on vaadeldava liigese juures võimalik kindlas liikumissuunas ja ühel tasapinnal. Amplituudi suurus oleneb paljudest teguritest. Teatud liigese liigutuste võimaliku amplituudi saame teada, kui arvutame mingil tasapinnal asuva liigesepindmike nurkade vahe (vt joonist 38). See on nn luuline liikuvus.



Joonis 38. Kehaosa liikumise amplituud ümber liigese telje.

Arvutatud liikumise ulatus võib olla tegelikust suurem liigest ümbritsevate sidemete ja pehmete osade tõttu. Olulist mõju võib avaldada väljavenitatava lihase vastupanu. Kehaosa liikuvust ümber liigese telje, ilma et rakendataks välisjõudu, nimetatakse passiivseks liikuvuseks. Kui kehaosa liikumisel lähenetakse liigese piirasendile suure kiirusega, võivad tekkida vigastused (sidemete rebestus, kõõluste venitused või isegi luumurd). Selliste nähtuste vältimiseks on inimesel välja kujunenud kaitserefleksid. Liigese piirasendites on lihased-antagonistid tugevasti pingutatud ja pidurdavad liikumist.

Näiteks on sügava küki korral põlve- ja puusaliigeses sirutajalihas tugevasti välja venitatud. Püüdes selili asendis saavutada sama asendit, osutub see küllaltki raskeks, sest siin tuleb antagonistidena mõjuvate sirutajalihas arendatav vastujõud ületada lihasjõu abil. Küki korral tegi seda raskusjõud. Kehaosa liikuvuse ulatust ümber liigese telje, kus kasutatakse kaaslase või välisjõu abi,

nimetame aktiivseks liikuvuseks. Venitusharjutusi sisaldav treening suurendab tunduvalt kehaosa liigutusamplituude ümber liigeste telgede.

#### 4.7 Lihaste tegevus liigutuste sooritamisel

Lihaskoe omaduseks, millel põhineb lihase töö, on kontraheerumisvõime. Erutusprotsessi levikul tekib rida keemilisi reaktsioone, mille tulemusena vabaneb energia mehaanilise töö ja soojuse näol. Kontraheerumisel lihaskõht pakseneb ja kuna lihase ruumala on konstantne, võivad lihase kinnituskohad läheneda üksteisele ning koos nendega liiguvad siis ka vastavad skeletiluukangid.

Lihase üht kinnituspunkti võib vaadelda liikumatuna ja teist liikuvana. Liikuv kinnituspunkt paneb liikuma kehaosa ja teeb seega mehaanilist tööd. Kinnise ja liikuva punkti määratlemine on suhteline. Vaadeldes näiteks niude-nimme lihase (*m. Iliopsoas*) tööd kere painutusel ette, kui alajäsemed on liikumatud, ning teisel juhul reie liikumist liikumatu kere suhtes, näeme, et niude-nimme lihase kinnis ja liikuv punkt vahetavad kohad, kuigi liigutus toimub ühes ja samas puusaliigeses ning ümber ühe ja sama telje.

Vaadeldes lihase kinnituskohti, võib aga kindlaks määrata, millised kehaosad hakkavad liikuma vaadeldava lihase kontraheerumisel. Lihase arendatava jõu suurus oleneb lihase ristlõikest ja lihaskiududes leiduvate kontraktiilsete valkude hulgast. Liigutuse ulatus sõltub lihase pikkusest ja luukangi öla pikkusest, kuhu lihase kõõlus kinnitub. Lihased ulatuvad üle ühe, kahe või mitme liigese. Vastavalt sellele võime lihaseid jaotada ühe-, kahe- ja mitmeliigeseliseks.

Igas liigeses saab liikumine toimuda vähemalt kahes vastupidises suunas (painutus – sirutus; lähendamine – eemaldamine jne), s.t võnkuva liikumisena. Sellise liikumise esilekutsumiseks on tarvis vähemalt kaht lihast, mis asuksid üks ühel, teine teisel pool liigest. Kui üheteljelisel frontaalse teljega liigesel asetseb lihas risti frontaalteljega ja liigese ees, sooritab ta painutuse (*flexio*); kui lihas asetseb liigese frontaalteljest tagapool, sooritab ta sirutuse (*extensio*). Kui lihas asetseb risti sagitaalteljega ja on temaga mediaalselt, sooritab ta lähendamise keskjoonele (*adductio*), lateraalse asendi korral sooritab lihas eemaldumise (*abductio*). Kui liigesel on ka pikitelg ja lihased lõikuvad sellega risti või kaldu, sooritavad nad kontraheerumisel kehaosa pöörde (*rotatio*). Teljest seespool algavad lihased sooritavad pöörde sissepoole (jäsemetel – *pronatio*). Lihased, mis algavad väljaspool pikitelge, sooritavad pöörde väljapoole (jäsemetel – *supinatio*).

Lihaste tööd vaadeldes näeme, et painutusel ei tööta liigeses ainult üks lihas, vaid tööle on rakendatud kaks või enam lihast. Painutuse korral venitatakse ka sirutajalihas. Pikenedes teatud mehaanilise pinge seisundis, töötab ta painutajalihasel (agonistile) vaadeldud juhul antagonistina. Selline antagonistlik tegevus kindlustab liigutuse sujuvuse ja kooskõlastatuse. Lihaseid, mille tegevuse suund langeb kokku, nimetatakse sünergistideks. Olenevalt liigutuste iseloomust ja

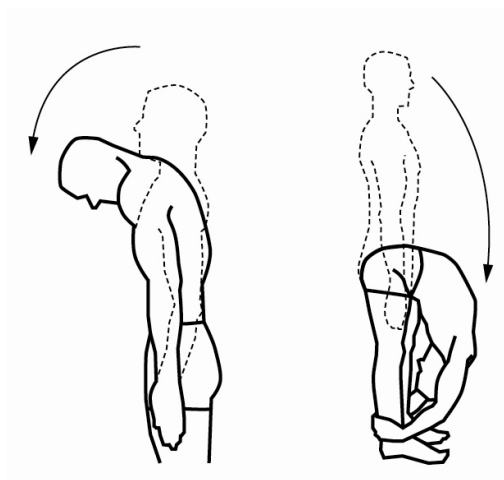
liigutusest osavõtvate lihaste kombinatsioonidest, võib üks ja sama lihas täita agonisti kui ka antagonistide funktsioone.

### Lülisamba ja pea liigutused

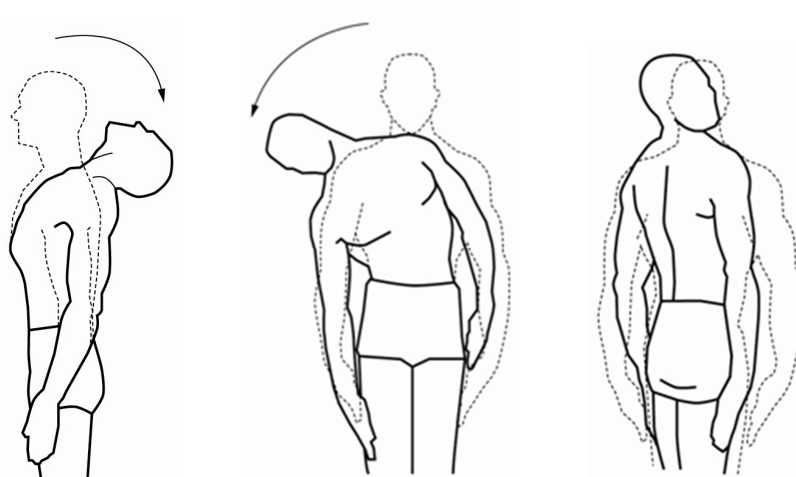
Lülisamba ja pea liigutused toimuvad lülisamba lülidevahelistes liigestes (*a. intervertebrales*) ja kandelüli-kuklaluu liigeses (*a. atlantooccipitalis*), mille on moodustanud ülemise lüli alumised liigesejätked ja alumise lüli ülemised liigesejätked lülidevahelise vahekiudkõhre piirkonnas. Kaela ja rinna osas on nad kujult tasapinnalised, nimmeosas silindrilised ja kolmeteljelised, kusjuures üksikliigesed on väga väikese liikuvusega.

Võimalikud liigutused:

- painutus (ümber frontaaltelje) – joonis 39;
- sirutus (ümber frontaaltelje) – joonis 40;
- kallutus kõrvale (ümber sagitaaltelje) – joonis 41;
- pööre (ümber vertikaaltelje) – joonis 42;
- ringliikumine ümber vahepealsete telgede kuni 360°.



Joonis 39. Painutus.



Joonis 40. Sirutus. Joonis 41. Kallutus kõrvale. Joonis 42. Pööre ümber kere pikitelje.

Liigese sidemete aparaat: vahekiudkõhred, kollased sidemed, ogadevahelised sidemed, ristjätkevahelised sidemed, eesmine pikiside, tagumine pikiside, ogadepealne side, kandelüli-kukla eesmine kile, kandelüli-kukla tagumine kile, katuskile, kandelüli ristside, tiibside, hambakujulise tipu side, ristluu-õndra külgmise side, ristluu-õndra kõhtmine side, ristluu-õndra selgmise pindmine side, ristluu-õndra selgmise süvaside.

| Painutust  |  | pidurdavad   |
|--|--|--|
| teostavad  |  |  |
| rinnaku-rangluu-nibujätke lihas ( <i>m. sternocleidomastoideus</i> ),<br>aatriklihas ( <i>mm. scaleni</i> ) (eesmine, keskmine, tagumine),<br>kaela pikk lihas ( <i>m. longus colli</i> ),<br>pea pikk lihas ( <i>m. longus capitis</i> ),<br>pea eesmine sirglihas (pea rihmlihas) ( <i>m. rectus capitis anterior</i> ),<br>kõhu välimine põiklihas ( <i>m. obliquus externus abdominis</i> ),<br>kõhu sisemine põiklihas ( <i>m. obliquus internus abdominis</i> ),<br>kõhu sirglihas ( <i>m. rectus abdominis</i> ),<br>niude-nimme lihas ( <i>m. iliopsoas</i> ). |  | lülisamba sirutajalihas, vahekiudkõhred, tagumine pikiside ( <i>lig. longitudinale posterius</i> ), ogadepealne side ( <i>lig. supraspinale</i> ), kandelüli kukla tagumine kile ( <i>membrana atlantooccipitalis posterior</i> ). |

## Lülisamba sirutust

## teostavad

trapetslihas (*m. trapezius*),  
 rihmlihas (*m. splenius*),  
 ülemine tagumine saaglihas (*m. serratus posterior superior*),  
 alumine tagumine saaglihas (*m. serratus posterior inferior*),  
 lülisamba sirutajalihas (*m. erector spinae*),  
 rinnaku-rangluu-nibujätke lihas (*m. sternocleidomastoideus*),  
 abaluu tõsturi lihas (*m. levator scapulae*),

nimme ruutlihas (*m. quadratus lumborum*),  
 ristijätke-ogalihas (*m. transversospinalis*),  
 pool-ogalihas (*m. semispinalis*),  
 pea suurem ja väiksem tagumine sirglihas (*mm. recti capitis posterior major et minor*),  
 pöörajad lihased (*mm. rotatores*),  
 roiete tõsturi lihased (*mm. levatores costarum*),  
 ogajätke vahelihas (*mm. interspinales*),  
 mitmeosalised lihased (*mm. multifides*).

## pidurdavad

lülisamba painutajalihas, vahekiudkõhred, eesmine pikiside (*lig. longitudinale anterius*), kandelüli-kukla eesmine kile (*membrana atlantooccipitalis anterior*), katuskile (*membrana tectoria*).

## Lülisamba kallutust kõrvale

## teostavad

kaela ja pea pikad lihased (*m. longus capitis et colli*),  
 suurem ja väiksem tagumine pea sirglihas (*m. rectus capitis posterior major et minor*),  
 rinnaku-rangluu-nibujätke lihas (*m. sternocleidomastoideus*),  
 eesmine ja keskmine astriklihas (*mm. scalenus anterior et medius*),  
 trapetslihas (*m. trapezius*),  
 rihmlihas (*m. splenius*),  
 lülisamba sirutajalihas (*m. erector spinae*),  
 ristijätke-ogalihas (*m. transversospinalis*),

## pidurdavad

samanimelised lihased vastaspool, lisaks vahekiudkõhred, kollased sidemed (*ligg. flava*), ristijätke vahelised sidemed (*ligg. intertransversarii*), kandelüli ristside (*lig. cruciforme atlanti*), tiidsidemed (*ligg. alaria*).

abaluu tõsturi lihas (*m. levator scapulae*),  
 pool-ogalihas (*m. semispinalis*),  
 ogajätkete vahelihased (*mm. interspinales*),  
 pööravad lihased (*mm. rotatores*),  
 roiete tõsturi lihased (*mm. levatores costarum*),

mitmeosalised lihased (*mm. multifides*)  
 kõhu välimine põiklihas (*m. obliquus externus abdominis*),  
 kõhu sisemine põiklihas (*m. obliquus internus abdominis*),  
 kõhu sirglihas (*m. rectus abdominis*),  
 nimme ruutlihas (*m. quadratus lumborum*),  
 niude-nimme lihas (*m. iliopsoas*),  
 ristjätkete vahelised lihased (*mm. intertransversarii*),  
 romblihas (*m. rhomboideus*),  
 tagumised saaglihased (*mm. serrati posteriores superiores et inferiores*).

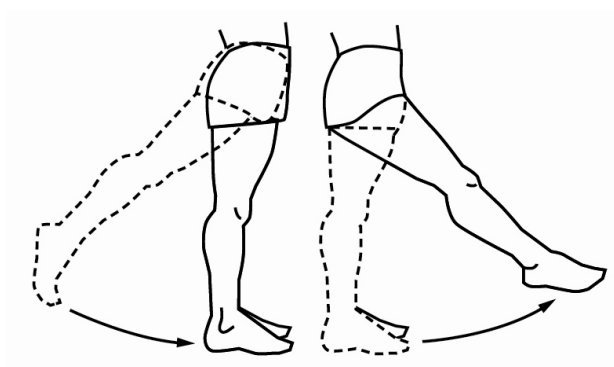
| Lülisamba pööramist<br>teostavad   | pidurdavad   |
|--|--|
| <p>rinnaku-rangluu-nibujätke lihas (<i>m. sternocleidomastoideus</i>),<br/>           astriiklihased (<i>mm. scaleni</i>) (eesmine, keskmine, tagumine),<br/>           suurem ja väiksem rinnalihas (<i>m. pectoralis major et minor</i>),<br/>           eesmine saaglihas (<i>m. serratus anterior</i>),<br/>           kõhu välimine põiklihas (<i>m. obliquus externus abdominis</i>),<br/>           kõhu sisemine põiklihas (<i>m. obliquus internus abdominis</i>),<br/>           trapetslihas (<i>m. trapezius</i>),<br/>           romblihas (<i>m. rhomboideus</i>),<br/>           ülemine ja alumine tagumine saaglihas (<i>m. serratus posterior superior et inferior</i>),<br/>           rihmlihas (<i>m. splenius</i>),<br/>           lülisamba sirutajalihas (<i>m. erector spinae</i>),<br/>           ristjätke-ogalihas (<i>m. transversospinalis</i>),<br/>           pööravad lihased (<i>mm. rotatores</i>),<br/>           niude-nimme lihas (<i>m. iliopsoas</i>).</p> | <p>samanimelised lihased vastaspoollel, lisaks vahekiudkõhred, kollased sidemed (<i>ligg. flava</i>), ogajätkete vahelised sidemed (<i>ligg. interspinales</i>), ristjätkete vahelised sidemed (<i>ligg. intertransversaria</i>), eesmine pikiside (<i>lig. longitudinale anterius</i>), ogadepealne side (<i>lig. supraspinale</i>), kandelüli kukla eesmine kile (<i>membrana atlantooccipitalis anterior</i>), kandelüli kukla tagumine kile (<i>membrana atlantooccipitalis posterior</i>), katuskile (<i>membrana tectoria</i>), kandelüli ristside (<i>lig. cruciforme atlanti</i>), hambakujulise tipu side (<i>lig. apicis dentis</i>), tiibsidemed (<i>ligg. alaria</i>).</p> |

## Alajäseme liigutused

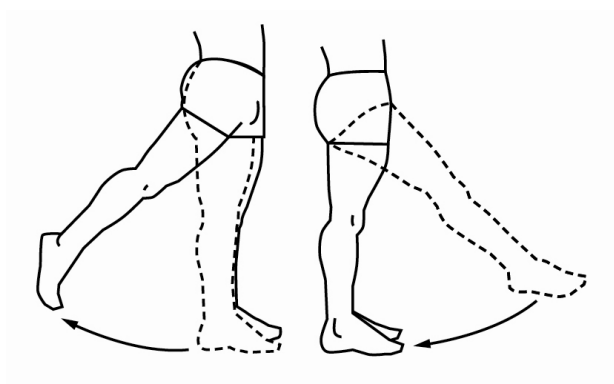
Reie liigutused toimuvad puusaliigeses (*a. coxae*), mille moodustavad puusanapp ja reieluue (kujult pähkelliiges, kolmeteljeline).

Võimalikud liigutused:

- a) painutus (ümber frontaaltelje) – joonis 43;
- b) sirutus (ümber frontaaltelje) – joonis 44;
- c) lähendamine (ümber sagitaaltelje) – joonis 45;
- d) eemaldamine (ümber sagitaaltelje) – joonis. 46;
- e) pööramine väljapoole (ümber pikitelje) – joonis 47;
- f) pööramine sissepoole (ümber pikitelje) – joonis 48.

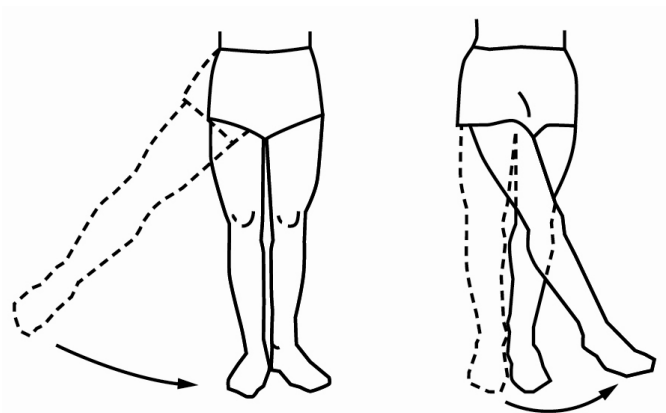


Joonis 43. Painutus.

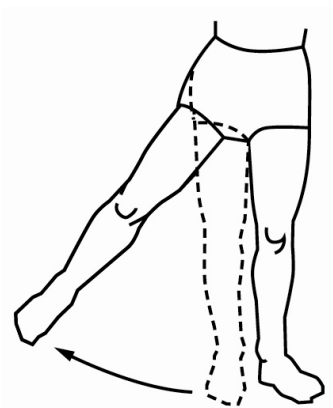


Joonis 44. Sirutus.





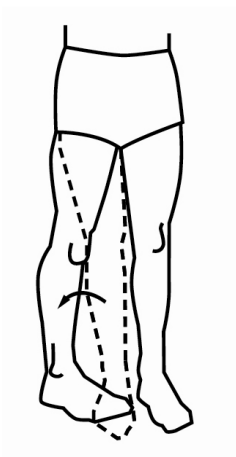
Joonis 45. Lähendamine.



Joonis 46. Eemaldamine.



Joonis 47. Pööramine väljapoole.



Joonis 48. Pööramine sissepoole.

Liigese sidemeaparaat:

reieluupea side (*lig. capitis femoris*),  
 sõõrvööde (*zona orbicularis*),  
 niude-reie side (*lig. iliofemorale*),  
 häbeme-reie side (*lig. pubofemorale*),  
 istmiku-reie side (*lig. ischiofemorale*),  
 puusanapa ristside (*lig. transversum acetabuli*).

#### Reie painutust

sooritavad

niude-nimme lihas (*m. iliopsoas*),  
 laia sidekirme pingutajalihas (*m. tensor fasciae latae*),  
 rätsepalihhas (*m. sartorius*),  
 reie sirglihas (*m. rectus femoris*),  
 harjalihas (*m. pectineus*),  
 pikk lähendajalihas (*m. adductor longus*),  
 lühike lähendajalihas (*m. adductor brevis*),  
 väike lähendajalihas (*m. adductor minimus*).

pidurdavad

reie sirutajalihas,  
 kere eesmine pind,  
 istmiku-reieluu side (*lig. ischiofemorale*),  
 (sirutatud põlve puhul sääre tagakülje lihased).

## Reie sirutust

teostavad

suurim tuharalihas (*m. gluteus maximus*),  
 poolkõõluslihas (*m. semitendinosus*),  
 õrnlihas (*m. gracilis*),  
 poolkilelihas (*m. semimembranosus*),  
 reie kakspealihas (*m. biceps femoris*),  
 pirnlihas (*m. piriformis*),  
 kaksiklihased (*mm. gemelli*),  
 suur lähendajalihas (*m. adductor magnus*).

pidurdavad

reie painutajad,  
 niude-reie side (*lig. iliofemorale*).

## Reie lähendamist

teostavad

harjalihas (*m. pectineus*),  
 suur lähendajalihas (*m. adductor magnus*),  
 väike lähendajalihas (*m. adductor minimus*),  
 lühike lähendajalihas (*m. adductor brevis*),  
 pikk lähendajalihas (*m. adductor longus*),  
 õrnlihas (*m. gracilis*),  
 niude-nimme lihas (*m. iliopsoas*).

pidurdavad

reie eemaldajalihased,  
 reieluupea side (*lig. capitis femoris*),  
 niude-reie side (*lig. iliofemorale*).

## Reie eemaldamist

teostavad

keskne tuharalihas (*m. gluteus medius*),  
 vähim tuharalihas (*m. gluteus minimus*),  
 laia sidekirme pingutajalihas (*m. tensor fasciae latae*),  
 pirnlihas (*m. piriformis*),  
 sisemine toppelihas (*m. obturator internus*),  
 kaksiklihased (*mm. gemelli*).

pidurdavad

reie lähendajalihased,  
 istmiku-reieluu side (*lig. ischiofemorale*).

| Reie pööramist sissepoole  |   |
|--|---|
| teostavad  | pidurdavad  |
| keskne tuharalihas ( <i>m. gluteus medius</i> ),<br>vähim tuharalihas ( <i>m. gluteus minimus</i> ),<br>laia sidekirme pingutajalihas ( <i>m. tensor fasciae latae</i> ),<br>poolkõõluslihas ( <i>m. semitendinosus</i> ),<br>poolkilelihas ( <i>m. semimembranosus</i> ),<br>õrnlihas ( <i>m. gracilis</i> ),<br>rätsepalihhas ( <i>m. sartorius</i> ). | reit väljapoole pööravad lihased<br>(supinaatorid),<br>istmiku-reieluu side ( <i>lig. ischiofemorale</i> ). |

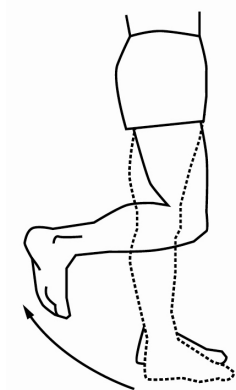
| Reie pööramist väljapoole  |  |
|--|--|
| teostavad  | pidurdavad   |
| niude-nimme lihas ( <i>m. iliopsoas</i> ),<br>suurim tuharalihas ( <i>m. gluteus maximus</i> ),<br>keskne tuharalihas ( <i>m. gluteus medius</i> ),<br>vähim tuharalihas ( <i>m. gluteus minimus</i> ),<br>pirnlihas ( <i>m. piriformis</i> ),<br>sisemine toppelihas ( <i>m. obturator internus</i> ),<br>ülemine ja alumine kaksiklihas ( <i>mm. gemelli superior et inferior</i> ),<br>reie ruutlihas ( <i>m. quadratus femoris</i> ),<br>välimine toppelihas ( <i>m. obturator externus</i> ),<br>rätsepalihhas ( <i>m. sartorius</i> ),<br>harjalihas ( <i>m. pectineus</i> ),<br>suur lähendajalihas ( <i>m. adductor magnus</i> ),<br>väike lähendajalihas ( <i>m. adductor minimus</i> ),<br>lühike lähendajalihas ( <i>m. adductor brevis</i> ),<br>pikk lähendajalihas ( <i>m. adductor longus</i> ),<br>reie kakspealihas ( <i>m. biceps femoris</i> ). | reit sissepoole pööravad lihased<br>(pronaatorid),<br>hábeme-reie side ( <i>lig. pubofemorale</i> ). |

Sääre liikumised toimuvad põlveliigeses (*a. genus*), mille moodustavad reieluu alumine ots ning sääreluupõntade ülemised pindmikud ja nende vahelised meniskid. Liigese moodustamisest võtab osa reie nelipealihase kõõluses paiknev

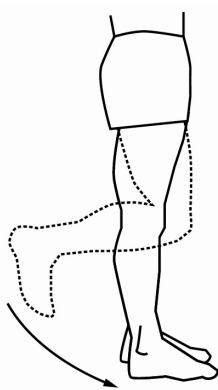
põlvekeder, kujult põntliiges, aga funktsionaalselt plokk-ratasliiges – kaks liikumistelge.

Võimalikud liigutused:

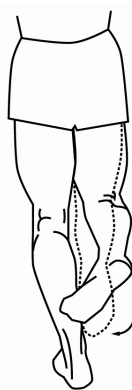
- a) painutus (ümber frontaaltelje) – joonis 49;
- b) sirutus (ümber frontaaltelje) – joonis 50;
- c) pööramine sissepoole (ümber sääre pikitelje) – joonis 51;
- d) pööramine väljapoole (ümber sääre pikitelje).



Joonis 49. Painutus



Joonis 50. Sirutus



Joonis 51. Pööramine

Liigese sidemeaparaat:

- sääreluumine kaaskülgside (*lig. collaterale tibiale*),
- pindluumine kaaskülgside (*lig. collaterale fibulare*),
- põlvekedraside (*lig. patellae*),
- põiki-kindraside (*lig. popliteum obliquum*),
- kaar-kindraside (*lig. popliteum arcuatum*),
- eesmine ristside (*lig. cruciatum anterius*),
- tagumine ristside (*lig. cruciatum posterius*),
- põlve ristside (*lig. transversum genus*),
- eesmine ja tagumine meniski-reieluuside (*lig. meniscofemorale anterius et posterius*).

## Sääre painutust

teostavad

rätsepalihhas (*m. sartorius*),  
 õrnlihas (*m. gracilis*),  
 poolkõõluslihas (*m. semitendinosus*),  
 poolkilelihas (*m. semimembranosus*),  
 reie kakspealihas (*m. biceps femoris*),  
 kaksik-sääremarjalihas (*m. gastrocnemius*),  
 tallalihas (*m. plantaris*),  
 õndlalihas (*m. popliteus*).

## Sääre sirutust

teostavad

reie sirglihas, külgmine pakslihas,  
 keskmine pakslihas, vahepealne  
 pakslihas – reie nelipealihas (*m. quadriceps femoris*),  
 põlveliigese lihas (*m. articularis genu*).

pidurdavad

sääre sirutajad,  
 ristsidemed.

pidurdavad

sääre painutajalihased,  
 kaas-külgsidemed (*ligg. collateralia*),  
 eesmine ristside (*lig. cruciatum anterius*).

## Sääre pööramist sissepoole

teostavad

õrnlihas (*m. gracilis*),  
 poolkõõluslihas (*m. semitendinosus*),  
 poolkilelihas (*m. semimembranosus*),  
 õndlalihas (*m. popliteus*),  
 rätsepalihhas (*m. sartorius*),  
 kaksik-sääremarjalihase keskmine pea  
 (*m. gastrocnemius caput mediale*).

pidurdavad

sääre supinaatorid,  
 ristsidemed (*ligg. cruciata*).

## Sääre pööramist väljapoole

teostavad

reie kakspealihas (*m. biceps femoris*),  
 kaksik-sääremarjalihase lateraalne  
 (külgmine) pea (*m. gastrocnemius caput laterale*)).

pidurdavad

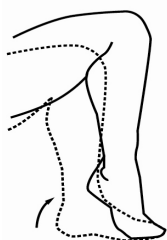
sääre pronatorid,  
 kaas-külgsidemed (*ligg. collateralia*).

### Pöia liigutused toimuvad

- a) kontsluu-sääre liigestes (*a. talocruralis*), mis ühendab sääre mõlemad luud põiaga, kusjuures liigesepindmikkudeks on ühel küljel sääreluu alumine pindmik ja sääre mõlema luu päksid, teisel küljel kontsluuplokk – kujult plokkliiges, üheteljeline;
- b) kontsluu-kanna liigeses (*art. talotarsalis*), mille moodustavad kontsluu ja kandluu ning kontsluu, kandluu ja jala lodiluu vahelised liigesed – funktsionaalselt silinderliiges, üheteljeline.

### Võimalikud liigutused:

- a) painutus (ümber frontaaltelje) – joonis 52;  
sirutus (ümber frontaaltelje) – joonis 53;  
  
pöia mediaalse serva laskumine allapoole ümber põiki-sagitaaltelje (pronatsioon) – joonis 54;  
  
pöia mediaanse serva tõusmine ülespoole ümber põiki-sagitaaltelje (supinatsioon) – joonis 55;
- b) pööramine sissepoole ümber põiki-sagitaaltelje,  
pööramine väljapoole ümber põiki-sagitaaltelje.



Joonis 52. Painutus.



Joonis 53. Sirutus.



Joonis 54. Pronatsioon.



Joonis 55. Supinatsioon.

Liigese sidemeaparaat:

- a) deltaside (*lig. deltoideum*), kontsluu-pindluu eesmine side (*lig. talofibulare anterius*), kontsluu-pindluu tagumine side (*lig. talofibulare posterius*), kandluu-pindluu side;
- b) kontsluu-kandluu külgmise side (*lig. talocalcaneum laterale*), kontsluu-kandluu keskmine side (*lig. talocalcaneum mediale*).

| Pöia painutust   |   |
|--|---|
| teostavad  | <u>pidurdavad</u>   |
| pikk pindluulihas ( <i>m. peronus longus</i> ),<br>lühike pindluulihas ( <i>m. peronus brevis</i> ),<br>sääre kolmpealihas ( <i>m. triceps surae</i> ) –<br>kaksiksääremarjalihas<br>( <i>m. gastrocnemius</i> ), lestsääremarjalihas<br>( <i>m. soleus</i> ), tallalihas ( <i>m. plantaris</i> ),<br>pikk varvastepainutajalihas ( <i>m. flexor digitorum longus</i> ),<br>pikk suurvarbapainutajalihas ( <i>m. flexor hallucis longus</i> ),<br>tagumine sääreluulihas ( <i>m. tibialis posterior</i> ). | pöia sirutajalihas, liigesekihid ( <i>capsula articularis</i> ),<br>eesmine kontsluu-pindluu side ( <i>lig. talofibulare anterius</i> ),<br>deltasideme eesosa. |

| Pöia sirutust  |  |
|--|--|
| teostavad  | pidurdavad   |
| eesmine sääreluulihas ( <i>m. tibialis anterior</i> ),<br>pikk varvastesirutajalihas ( <i>m. extensor digitorum longus</i> ),<br>pikk suurvarbasirutajalihas ( <i>m. extensor hallucis longus</i> ). | pöia painutajad,<br>kontsluuplokk ( <i>trochlea tali</i> ),<br>tagumine kontsluu-pindluu side ( <i>lig. talofibulare posterius</i> ),<br>deltasideme tagaosa |

Pöia mediaanse serva laskumist allapoole  
(pronatsioon)

| <u>teostavad</u>   | <u>pidurdavad</u>  |
|--|--|
| pikk varvastesirutajalihas ( <i>m. extensor digitorum longus</i> ),<br>pikk pindluulihas ( <i>m. peroneus longus</i> ),<br>lühike pindluulihas ( <i>m. peroneus brevis</i> ),<br>kolmas pindluulihas ( <i>m. peroneus tertius</i> ). | pöia supinaatorid,<br>deltaside ( <i>lig. deltoideum</i> ),<br>külgmise päks ( <i>malleolus lateralis</i> ). |



Pöia mediaanse serva tõstmist ülespoole  
(supinatsioon)

teostavad

pidurdavad

eesmine sääreluulihhas (*m. tibialis anterior*),  
pikk varvastepainutajalihas (*m. flexor digitorum longus*),  
pikk suurvarbapainutajalihas (*m. flexor hallucis longus*),  
tagumine sääreluulihhas (*m. tibialis posterior*).

pöia pronaatorid,  
kandluu-pindluu side  
(*lig. calcancofibulare*),  
keskmine päks (*malleolus medialis*).

Varvaste liikumine toimub põialaba-varbalüli ning varbalülid vahelistes liigestes (*a. interphalangeae*). Pöialuud on ühendatud keraliigestena varvaste põhilülidega. Kõik varvaste lülid vahelised liigesed on plokkliigesed ja nende liikuvus ümber frontaaltelje võimaldab varbaid painutada ning sirutada.

Võimalikud liigutused:

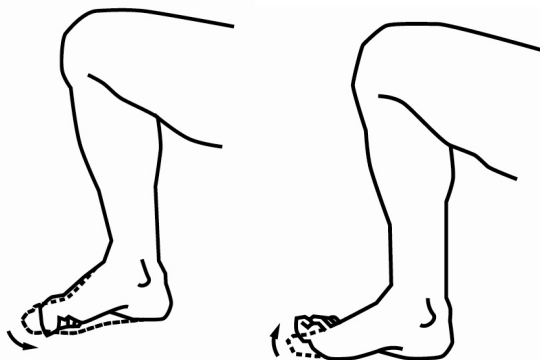
painutus (ümber frontaaltelje) – joonis 55;

sirutus (ümber frontaaltelje) – joonis 56;

lähendamine (ümber sagitaaltelje);

eemaldamine (ümber sagitaaltelje);

ringliikumine (ümber vahepealsete telgede).



Joonis 55. Varvaste painutus. Joonis 56. Varvaste sirutus.

Liigese sidemeaparaat:

- talla-lisasidemed (*ligg. accessoria plantaria*),
- pähikute ristsidemed (*ligg. capitulorum transversa*),
- varvaste kaaskülgsidemed (*ligg. collateralia*).

| Varvaste painutust   |                    |
|--|--------------------|
| teostavad  | pidurdavad         |
| pikk varvastepainutajalihas ( <i>m. flexor digitorum longus</i> ),         | varvastesirutajad. |
| lühike varvastepainutajalihas ( <i>m. flexor digitorum brevis</i> ),       |                    |
| pikk suurvarbapainutajalihas ( <i>m. flexor hallucis longus</i> ),         |                    |
| lühike suurvarbapainutajalihas ( <i>m. flexor hallucis brevis</i> ),       |                    |
| talla ruutlihas ( <i>m. quadratus plantae</i> ),                           |                    |
| pöia vihmausslihased ( <i>mm. lumbricales pedis</i> ),                     |                    |
| selgmised luudevahelised lihased ( <i>mm. interossei dorsales</i> ),       |                    |
| taldmised luudevahelised lihased ( <i>mm. interossei plantares</i> ),      |                    |
| suurvarbalähendajalihas ( <i>m. adductor hallucis</i> ),                   |                    |
| väikevarbaeemaldajalihas ( <i>m. abductor digiti minimi</i> ),             |                    |
| lühike väikevarbapainutajalihas ( <i>m. flexor digiti minimi brevis</i> ). |                    |

| Varvaste sirutust   |   |
|---|---|
| teostavad   | pidurdavad  |
| pikk varvastesirutajalihas ( <i>m. extensor digitorum longus</i> ),   | varvastepainutajad,   |
| lühike varvastesirutajalihas ( <i>m. extensor digitorum brevis</i> ), | pähikute ristsidemed ( <i>ligg. capitulorum transversa</i> ), |
| pikk suurvarbasirutajalihas ( <i>m. extensor hallucis longus</i> ),   | talla-lisasidemed ( <i>ligg. accessoria plantaria</i> ).      |
| lühike suurvarbasirutajalihas ( <i>m. extensor hallucis brevis</i> ), |   |
| pöia vihmausslihased ( <i>mm. lumbricales pedis</i> ),                |   |

pöia luudevahelised lihased  
(*mm. interossei pedis*).

| Varvaste eemaldamist   |                             |   |
|--|-----------------------------|---|
| teostavad  |                             | pidurdavad  |
| lühike varvastesirutajalihas<br>( <i>extensor digitorum brevis</i> ),<br>pöia luudevahelised lihased<br>( <i>mm. interossei pedis</i> ). | ( <i>m.</i><br>( <i>mm.</i> | varvaste lähendajalihased,<br>kesk-külgsidemed ( <i>ligg. collateralia</i> ). |

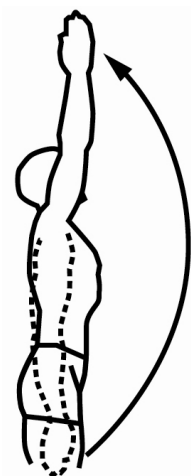
| Varvaste lähendamist  |              |   |
|---|--------------|---|
| teostavad   |              | pidurdavad  |
| pöia vihmausslihased<br>( <i>lumbricales pedis</i> ),<br>pöia luudevahelised lihased ( <i>mm.</i><br><i>interossei pedis</i> ). | ( <i>mm.</i> | varvaste eemaldajalihased,<br>kaas-külgsidemed ( <i>ligg. collateralia</i> ). |

### Ülajäseme liigutused

Õlavarre liigutused toimuvad õlaliigeses (*a. humeri*), mille moodustavad õlavarreluu pea ja abaluu liigesepind – kujult keraliiges, kolmeteljeline.

Võimalikud liigutused:

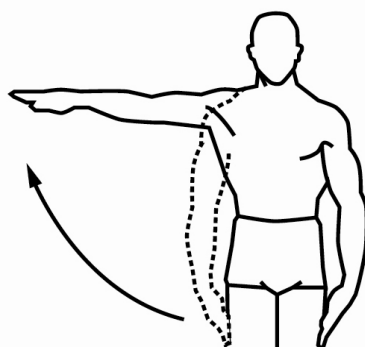
- painutus (ümber frontaaltelje) – joonis 58;
- sirutus (ümber frontaaltelje) – joonis 59;
- eemaldamine (ümber sagitaaltelje) – joonis 60;
- lähendamine (ümber sagitaaltelje) – joonis 61;
- pööramine väljapoole (ümber vertikaaltelje) – joonis 62;
- pööramine sissepoole (ümber vertikaaltelje) – joonis 63.



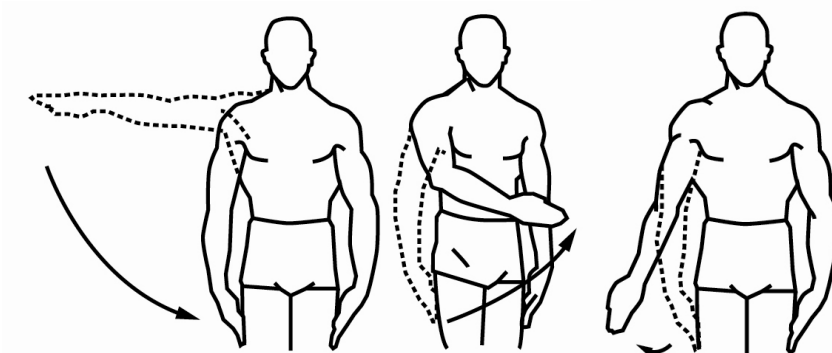
Joonis 58. Painutus.



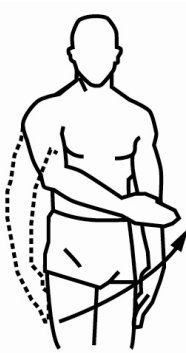
Joonis 59. Sirutus.



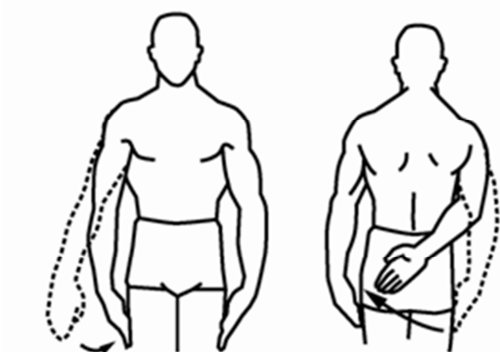
Joonis 60. Eemaldamine.



Joonis 61. Lähendamine.



Joonis 62. Pööramine väljapoole.



Joonis 63. Pööramine sissepoole.

Kinnitatud ronganokkjätke-õlavarre sideme abil (*lig. coracohumerale*).

## Õlavarre painutust

teostavad

deltalihas (eesmine osa)  
 (*m. deltoideus*),  
 õlavarre kakspealihas (*m. biceps brachii*),  
 suurem rinnalihas (*m. pectoralis major*),  
 ronganokkjätke-õlavarre lihas  
 (*m. coracobrachialis*).

pidurdavad

õlavarre sirutajalihased,  
 abaluu õlanukk ja ronganokkjätke,  
 ronganokkjätke-õlanurkside (lig.  
*coracoacromiale*).

## Õlavarre sirutust

teostavad

selja ülilailihas (*m. latissimus dorsi*),  
 deltalihase tagumine osa  
 (*m. deltoideus*),  
 väiksem ümarlihas (*m. teres minor*),  
 suurem ümarlihas (*m. teres major*).

pidurdavad

õlavarre painutajalihased,  
 abaluu õlanukk,  
 ronganokkjätke-õlavarre side (lig.  
*coracohumerale*),  
 liigese kapsel.

## Õlavarre eemaldamist

teostavad

deltalihas (*m. deltoideus*),  
 harjaüline lihas (*m. supraspinatus*),  
 õlavarre kakspealihas (*m. biceps brachii*).

pidurdavad

õlavarre lähendajalihased,  
 ronganokkjätke-õlanurkside (lig.  
*coracoacromiale*).

## Õlavarre lähendamist

teostavad

suurem rinnalihas (*m. pectoralis major*),  
 selja ülilailihas (*m. latissimus dorsi*),  
 harjaalune lihas (*m. infrapinatus*),  
 väiksem ümarlihas (*m. teres minor*),  
 suurem ümarlihas (*m. teres major*),  
 abaluuallune lihas (*m. subscapularis*),  
 ronganokkjätke-õlavarre lihas (*m. coracobrachialis*),  
 õlavarre kolmpealihase pikk pea (*m. triceps brachii, caput longum*).

pidurdavad

õlavarre eemaldajalihased,  
 kere külgmise pind.

| Õlavarre pööramist väljapoole<br>teostavad  | pidurdavad   |
|---|--|
| deltalihas ( <i>m. deltoideus</i> ),<br>harjaalune lihas ( <i>m. infraspinatus</i> ),<br>väiksem ümarlihas ( <i>m. teres minor</i> ). | õlavart sissepooles pööravad lihased,<br>liigese kapsel. |

| Õlavarre pööramist sissepooles<br>teostavad  | pidurdavad  |
|--|---|
| suurem rinnalihas ( <i>m. pectoralis major</i> ),<br>selja ülilailihas ( <i>m. latissimus dorsi</i> ),<br>deltalihase eesmine osa ( <i>m. deltoideus</i> ),<br>suurem ümarlihas ( <i>m. teres major</i> ),<br>abaluuallune lihas ( <i>m. subscapularis</i> ),<br>ronganokkjätke-õlavarre lihas ( <i>m. coracobrachialis</i> ). | õlavart väljapoole pööravad lihased,<br>liigese kapsel. |

Küünarvarre liigutused toimuvad küünarliigeses (*a. cubiti*), mille moodustavad õlavarreluuplokk ja pähik ning küünarluu plokisälg ja kodarluu pea.

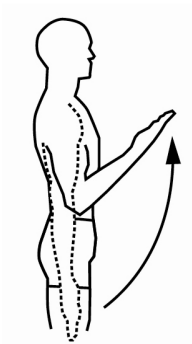
Küünarliiges koosneb kolmest eri liigesest:

- a) õlavarreluu-kodarluu liiges (*a. humeroulnaris*), mille moodustavad õlavarreluupähik ja kodarluupähiku lohk – kujult sfääriline, kaheteljeline (liikumine ümber kolmanda telje on piiratud külgsidemetega ning luudevahelise membraaniga);
- b) õlavarreluu-küünarluu liiges (*a. humeroradialis*), mille moodustavad õlavarreplokk ja küünarluuploki sälg; kujult plokkliiges, üheteljeline;
- c) proksimaalne kodarluu-küünarluu liiges (*art. radioulnaris proximalis*), mille moodustavad kodarluupähiku ringpind ja küünarluu kodarluumine sälg – kujult silindriline, üheteljeline.

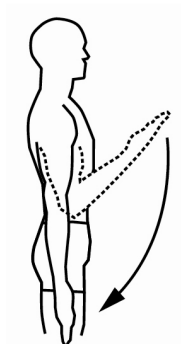
Kõiki neid kolme liigest ümbritseb ühine liigesekihik.

Võimalikud liigutused:

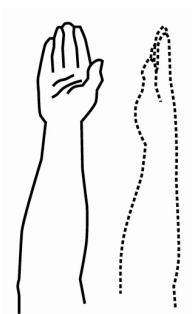
- a) painutus (ümber frontaaltelje) – joonis 64 ja sirutus (ümber frontaaltelje) – joonis 65;
- b) kodarluu pööramine väljapoole (ümber vertikaaltelje) – joonis 66 ja kodarluu pööramine sissepooles (ümber vertikaaltelje) – joonis 67.



Joonis 64. Painutus.



Joonis 65. Sirutus.



Joonis 66. Pööramine väljapoole.



Joonis 67. Pööramine sissepoole.

Liigese sideme aparaat:

küünarluumine kaaskülgside, kodarluumine kaaskülgside ja võruside.

#### Küünarvarre painutust

teostavad

õlavarre kakspealihas (*m. biceps brachii*),  
 õlavarrelihas (*m. brachialis*),  
 ümar sissepöörjalihas (*m. pronator teres*),  
 kodarmine randmepainutajalihas (*m. flexor carpi radialis*),  
 õlavarre-kodarlui lihas (*m. brachioradialis*).

pidurdavad

küünarvarre sirutajalihased,  
 varesenokkjätke.

## Küünarvarre sirutust

teostavad

pidurdavad

õlavarre kolmpealihas (*m. triceps brachii*),  
küünarnukilihas (*m. anconeus*).

küünarvarre painutajalihased,  
küünarnukk.

## Küünarvarre pööramist väljapoole

teostavad

pidurdavad

õlavarre kakspealihas (*m. biceps brachii*),  
õlavarre-kodarlui lihas (*m. brachioradialis*),  
väljapöörajalihas (*m. supinator*).

küünarvart sisepoole pööravad  
lihased,  
küünarvarre luudevahelise membraani  
paksend (*chorda oblique*).

## Küünarvarre pööramist sisepoole

teostavad

pidurdavad

ümar sisepöörajalihas (*m. pronator teres*),  
kodarmine randmepainutajalihas (*m. flexor carpi radialis*),  
ruut-sisepöörajalihas (*m. pronator quadratus*),  
õlavarre-kodarlui lihas (*m. brachioradialis*).

küünarvart väljapoole pööravad  
lihased,  
küünarlui pihkmine pind.

Käe liigutused toimuvad a) kodarlui-randme liigeses (*a. radiocarpea*), mille moodustavad liigesepindmik kodarlui distaalsel otsal ja randmeluude esimene rida, välja arvatud hernesluid – kujult ellipsoidliiges, kaheteljeline; b) randme keskses liigeses (*a. mediocarpea*), mille moodustavad esimese ja teise rea randmeluud – kujult sfääriline, kaheteljeline. Funktsionaalselt on see liiges seotud kodarlui-randme liigesega, millega koos moodustab käeliigese (*articulatio manus*).

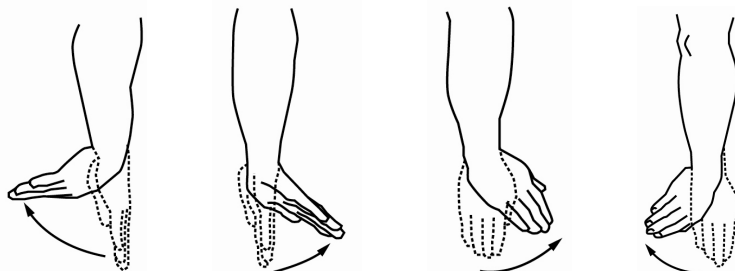
Liigese sideme aparaat: küünarluumine randme kaaskülgside, kodarluumine randme kaaskülgside, pihkmine kodarlui-randmeside ja selgmine kodarlui-randmeside; randmeluudevahelised selgmised ja pihkmised sidemed, kodarlui-randme side, randme kiirjas side.

Võimalikud liigutused:

- a) painutus (ümber frontaalse telje) – joonis 68;



- b) sirutus (ümber frontaalse telje) – joonis 69;
- c) lähendamine (ümber sagitaalse telje) – joonis 70;
- d) eemaldamine (ümber sagitaalse telje) – joonis 71.



Joonis 68. Painutus. Joonis 69. Sirutus. Joonis 70. Lähendamine. Joonis 71. Eemaldamine.

#### Käe painutust

teostavad

pidurdavad

|  |   |
|--|---|
| kodarmine randmepainutajalihas ( <i>m. flexor carpi radialis</i> ),        | ( <i>m. käe sirutajalihas</i> ed,                                   |
| küünarmine randmepainutajalihas ( <i>m. flexor carpi ulnaris</i> ),        | kodarluu-randme selgmine side ( <i>lig. radiocarpeum dorsale</i> ). |
| pikk pihulihas ( <i>m. palmaris longus</i> ),                              |   |
| pindmine sõrmepainutajalihas ( <i>m. flexor digitorum superficialis</i> ), |   |
| süva sõrmepainutajalihas ( <i>m. flexor digitorum profundus</i> ),         |   |
| pikk põidlapainutajalihas ( <i>m. flexor pollicis longus</i> ).            |   |

#### Käe sirutust

teostavad

pidurdavad

|  |   |
|--|---|
| pikk kodarmine randmesirutajalihas ( <i>m. extensor carpi radialis longus</i> ),   | käe painutajalihas  |
| lühike kodarmine randmesirutajalihas ( <i>m. extensor carpi radialis brevis</i> ), | pihkmine kodarluu-randme side ( <i>lig. radiocarpeum palmare</i> ). |
| küünarmine randmesirutajalihas ( <i>m. extensor carpi ulnaris</i> ),               |   |
| ühine sõrmedesirutajalihas ( <i>m. extensor digitorum communis</i> ),              |   |
| pikk põidlasirutajalihas ( <i>m. extensor pollicis longus</i> ).                   |   |

*pollicis longus*),  
 lühike põidlasirutajalihas (*m. extensor pollicis brevis*),  
 päris nimetissõrmesirutajalihas (*m. extensor indicis proprius*),  
 päris pisisõrmesirutajalihas (*m. extensor digiti minimi proprius*).

#### Käe lähendamist

teostavad

pidurdavad

küünarmine randmepainutajalihas (*m. flexor carpi ulnaris*),  
 küünarmine randmesirutajalihas (*m. extensor carpi ulnaris*).  
 käe eemaldajalihased,  
 kodarluumine randme kaaskülgside (*lig. collaterale carpi radiale*).

#### Käe eemaldamist

teostavad

pidurdavad

kodarmine randmepainutajalihas (*m. flexor carpi radialis*),  
 lühike kodarmine randmesirutajalihas (*m. extensor carpi radialis brevis*),  
 pikk kodarmine randmesirutajalihas (*m. extensor carpi radialis longus*),  
 pikk põidlaeemaldajalihas (*m. abductor pollicis longus*),  
 lühike põidlasirutajalihas (*m. extensor pollicis brevis*),  
 pikk põidlasirutajalihas (*m. extensor pollicis longus*),  
 pikk põidlapainutajalihas (*m. flexor pollicis longus*).  
 käe lähendajalihased,  
 küünarluumine randme kaaskülgside (*lig. collaterale carpi ulnaris*).

## Kasutatud ja lugemiseks soovitatav kirjandus

Bagshaw C.R. (1982), "Muscle contraction", London, New York: Chapman and Hall.

Clemmesen S. (1951) Some studies on muscle tone. *Proceedings of the Royal Society of Medicine*, 44: pp 637-646.

Davidoff R.A. (1992) Skeletal muscle tone and the misunderstood stretch reflex. *Neurology*, 42: pp 951-963.

Friden J. (1984), "Changes in human skeletal muscle induced by longterm eccentric exercise" , *Cell Tissue Res.* - Vol. 236, pp 365-372

Friden J., Sjoström M. (1981), "A morphological study of delayed muscle soreness", *Experientia* 37, pp 506-507.

Granzier H., Helmes M., Trombitás K. (1996), "Nonuniform elasticity of titin in cardiac myocytes: a study using immunoelectron microscopy and cellular mechanics", *Biophys. J.*, pp 430-442.

Helmes M., Trombitás K., Granzier H. (1996), "Titin develops restoring force in rat cardiac myocytes", *Circulation Research*, Vol. **79**(3), 619-626.

Horowitz R., Podolsky R.J. (1987), "The positional stability of thick filaments in activated skeletal muscle depends on sarcomere length: evidence for the role of titin filaments", *J.Cell. Biol.* 105, pp 2217-2223.

Kendall F. P., Kendall-McIntyre E. (1982), *Muscles. Testing and Function*, Third Edition, Williams&Wilkins.

Krstic R.V. (1985), *General Histology of the Mammal. An Atlas for Students of Medicine and Biology*, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo.

Light N., Champion A. (1984), "Characterization of muscle epimysium, perimysium and endomysium collagens", *Biochem. J.*, **219**, 1017-1026.

Mancia G. (1990), "Ambulatory blood pressure monitoring: research and clinical applications", *Journal of Hypertension*, 8(suppl. 7), 1-13.

Maruyama K. (1980), "Elastic structure of connectin in muscle" - in *Muscle contraction. Its regulatory mechanism*. Berlin, 485-496.

Maruyama K., Kimura S., Ohashi K., Kuwano Y. (1981), "Connectin, an elastic protein of muscle. Identification of "titin" with connectin", *J.Biochem.*,

89, 701-709.

Maruyama K. (1986), "Connectin, an elastic filamentous protein of striated muscle", *Int. Rev. Cytol.*, **104**, 81-114.

Masi AT, Hannon JC. (2008) Human resting muscles tone (HMRT): narrative introduction and modern concepts. *J Bodyw Mov Ther*, **12**: 320-332

Nave R. (1990), "Titin – die Elastische Komponente des Quergestreiften Muskels: Korrelation zwischen dem isolierten Molekul und seiner Lokalisation im Sarkomer", *Dissertation*, Hannover.

Nigg B.M., Herzog W. (1994), *Biomechanics of the Musculo-Skeletal System*. Chichester, New York, Brisbane, Toronto, Singapore, John Wiley & Sons.

The Oxford English Dictionary (1991), Second Edition. Vol XVIII, Clarendon Press, Oxford.

Patel T. J., Lieber R. L. (1997), "Force Transmission in Skeletal Muscle: from Actomyosin to External Tendons", In: *Exercise and Sport Sciences Reviews*, Vol. **25**, Williams & Wilkins, Baltimore, Philadelphia, Hong Kong, London, Munich, Sydney, Tokyo, 321-363.

Purslow P. P. (1989), "Strain-induced reorientation of an intramuscular connective tissue network: implications for passive muscle elasticity", *J. Biomechanics*, Vol. **22(1)**, 21-32.

Purslow P. P., Duance V.C. (1991), "Structure and Function of Intramuscular Connective Tissue", in "Connective Tissue Matrix", part 2, Ed. David W.L. Hukins, CRC Press, Inc., Boca Raton, Ann Arbor, Boston., 127-166.

Purslow P. P., Trotter J.A. (1994), The morphology and mechanical properties of endomysium in series-fibred muscles: variations with muscle length, *Journal of Muscle Research & Cell Motility*, **15(3)**, 299-308.

Rymer W. Z., Katz R. T. (1994) Mechanism of spastic hypertonia. *Phys. Med. Rehabil.*; 8, pp 441-454.

Stedman's Medical Dictionary (1995), Williams&Wilkins, Baltimore, p 643.

Thews G., Mutschler E, Vaupel P. (1980), *Anatomie, Physiologie, Pathophysiologie des Menschen. Ein Lehrbuch für Pharmazeuten und Biologen.*, - Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft MBH Stuttgart.

Trombitás K. and Pollack G. H. (1993), "Elastic Properties of Connecting

Filaments Along the Sarcomere” - in *Mechanism of Myofilament Sliding in Muscle Contraction*,. Ed(s): Sugi H. and Pollack G.H., Plenum Press, New York and London, 71-79.

Ward A. B. (2000) Assessment of muscle tone. *Age and Ageing*, 29, pp385-386.

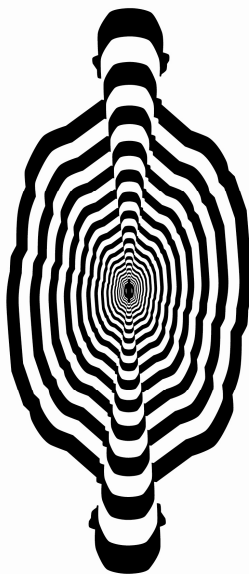
Vain A. (1972) Kehaliste harjutuste biomehaanika. TRÜ rotaprint. Tartu.

Vain A. (1985), “Biomechanical Diagnostics of the Motor System of Athletes” – in 10<sup>th</sup> *International Congress of Biomechanics. Abstract Book*, Umea.

Vain A. (1990), On the Phenomenon of Mechanical Stress Transmission in Skeletal Muscles, Tartu, Tartu University Press

Vain A. (1993), On the Tone of the Skeletal Muscle. *Acta et Commentationes Universitatis Tartuensis*, Vol. 958, Tartu, 123-129.

Vain A. (2003) On methodology for analyzing sport techniques. *Acta Academiae Olymiquae Estoniae* Vol. 11 nr. 1, pp 23-30.



*Mis on liiga lihtne, on vale ja  
mis on liiga keeruline, sellest ei saada aru.*

Prantsust filosoof **Paul Valéry**

## **5 Bioloogiliste kudede biomehaanilised ja viskoelastsed omadused**

Skeletilihas on inimese liikumiseks ja kehaasendi hoidmiseks vajaliku mehaanilise energia tekitamise allikas. Lihase genereerib müofilamendi sarkomeeris vajaliku mehaanilise energia ja peab samaaegselt ka regenereerima energiaküllaseid valke koguses, mis on vajalikud liigutuste, liikumise ja asendihoidmise kestvaks säilitamiseks. On oluline teada, et samaaegselt toimuvad lihastes mehaanilise energia dissipatsioon vastavalt lihase plastsusomadustele ja rekuperatsioon olenevalt elastsusomadustest.

Bioloogiliste kudede biomehaanilisi ja viskoelastseid omadusi iseloomustatakse parameetrite, seisundit aga muutuja kaudu. Skeletilihase seisundiks on näiteks toonus, mida iseloomustatakse mehaanilise pingega.

Elastsus on materjali omadus, mis avaldub pingestatunud materjali võimes taastada keha pingestamata oleku geomeetriline konfiguratsioon. Elastse vastandmõiste on plastsus.

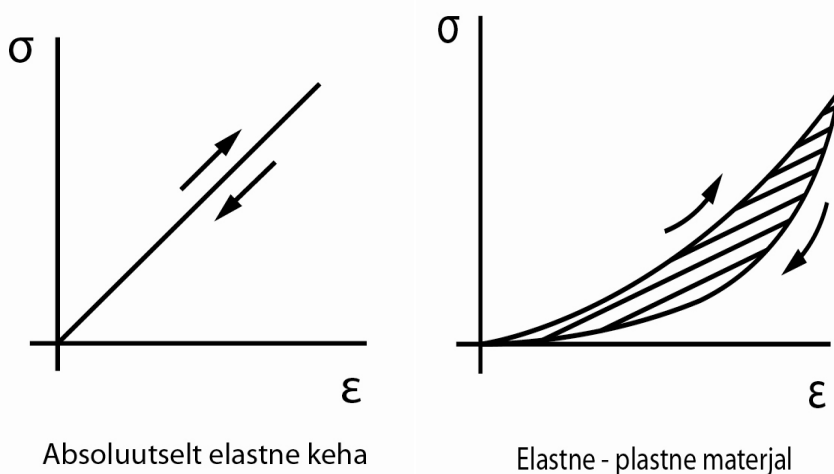
Elastsus on üks termineid, mida vahel kasutatakse kirjelduseks, mõnikord ka vajaliku ranguseta, eriti nähtuste üldiseks liigitamiseks.

Mõningane segadus terminite *elastsus* ja *elastne* kasutamisel taandub nende füüsikalise definitsiooni hägususele. Materjali loetakse täiesti elastseks, kui ta võtab pärast pingestamist oma algse kuju ja suuruse, vaatamata sellele, kas deformatsiooni tekitab kõrge või madal pinge. Mitteelastne (plastne) materjal ei püri pärast pinget lakkamist tagasi oma algkujule. Eespool toodud füüsikalise määratluse kohaselt ei ole pingestatunud materjali deformatsiooni suurus omaduse mõõduks, sest elastsus sõltub võimest taastada algkuju pärast pinget kõrvaldamist. Selles mõttes järgib termini kasutamine tema definitsiooni, mis viitab võimele taluda pinget ilma jääkdeformatsiooni tekketa, kuid ei arvesta mingit pingedeformatsiooni kvantitatiivset seost. Vastupidi, kvantitatiivne termin *elastsusmoodul* määrab ära ühikdeformatsiooni tekitamiseks vajaliku pinget, mis ei hõlma taastuvust.

Üldiselt püütakse määrata elastsusmoodulit kui elastse mõõtu, s.o elastseid ja suure elastsusmooduliga aineid peetakse tugevasti elastseteks. Kuigi nii on mugav, johtub sellest rida raskusi. Kaotsi läheb taastuvuse mõiste ja tuuakse sisse eeldus,

et elastsuse määr sõltub jõu suuruselt, mis kujuneb pinge all olevas materjalis. Biomaterjalid, nagu kumm, võivad olla väga elastsed, kuid neil on suhteliselt väike elastsusmoodul (Remington 1955). Toodus on küsitavus: kas on õige kasutada materjali omaduse mõõduks terminit, mis iseloomustab materjali seisundit. Kui keha on elastne, suudab ta kuju muutmisel salvestada elastsusenergia, millega taastab kujumuutva jõu kadumisel oma endise kuju.

Looduses absoluutselt elastseid materjale ei esine. Skeletilihas kui organ on elasto-plastsete omadustega, mistõttu kuju muutmise ja taastumise ajal toimub mehaanilise energia dissipatsioon (joonised 72 ja 73).



Joonis 72. Erineva elastsusega materjalide pinge ja suhtelise deformatsiooni graafikud.

Elastsusmoodulit defineeritakse kui pinge infinitesimaalse muutuse ja suhtelise deformatsiooni infinitesimaalse muutuse suhet. Mõõtühikuks on jõud pinnauhikule. Mehaaniline pinge iseloomustab seisundit ja seda iseloomustatakse muutujaga.

Plastsus on materjali omadus muuta purunemata talle rakendatud väliskoormuse mõjul oma kuju ja mõõtmeid ning säilitada jäävat (plastset) deformatsiooni pärast väliskoormuse lõppemist.

Seega võib plastsust käsitleda kui elastsuse vastandmõistet.

Deformatsioon (ingl *deformation*) on üldmõiste keha geomeetrilise kuju muutusest välispinge mõjul. Deformatsioon võib olla kas a) elastne, pööratav või b) püsidadeformatsioon ehk voolavus.

Suhteline deformatsioon (ingl *strain*)  $\varepsilon = \frac{L - L_0}{L_0}$  [dimensioonitu] tekib pinge

mõjul. Ideaalsel Hooke'i ainel kaob pinge lakkamisel deformatsioon, mille suurust väljendatakse kui murdu, suhet või nurga tangensit ning on sellisena dimensioonitu.

Voolavus on deformatsioon, mis konstantse jõu mõjul jätkub ega lakka ka pinge kõrvaldamisel.

Voolutempo on deformatsiooni muutumise kiirus, mis konstantse jõu mõjul jätkub ega lakka ka pinge kõrvaldamisel.

Viskoosne voolamine on deformatsioon, mille puhul kiiruse gradient on võrdeline nihkepingega ja lävipinge on null.

Kiiruse gradient määratakse kiiruste vahe järgi voolavas aines kahel tasandil, kusjuures tasandid on teineteisest pikkuseühiku kaugusel.

Toodud viskoosse voolamise määratlus kehtib küll vedelike voolamisel torudes, kuid kaotab tähenduse bioloogiliste kudede juures, kus kiiruse gradiendi mõistet rakendada ei saa. Praktikas nimetatakse viskoosseks voolamiseks igasugust voolamist, milles viskoossus mängib olulist rolli. Kuna bioloogilistes süsteemides esineb peaaegu vältimatult peale vedelike voolamise ka teisi liikumisi, on mõistlik osutada ka alternatiivsetele võimalustele, tuletades ühtlasi meelde, et eksperimentaalselt on peaaegu võimatu kindlaks määrata, kas voolamine on viskoosne või plastiline. Terminit *viskoossus* ei tohiks ebatäpselt rakendada selliste süsteemide käitumises, milles ilmneb hilistuv deformatsioon. Mitmefaasilistes ja polümeersüsteemides võivad osaleda ka teistsugused jõud, mida peab eristama viskoossusest, mis iseloomustab vedelikke.

Näiteks eristatakse Newtoni elementi Binghami kehast, tuues sisse konstantse liikme – lävipinge. Sellest lävest ülemal on voolamine proportsionaalne üksnes läve ületava pinge osaga, mitte kogupingega. Seega, kui viskoossus on omadus, mis sõltub voolu kiirusest, mis on võrdeline rakendatud pingega, siis termin *viskoossus* on rakendatav ainult osale materjali käitumisest, mitte käitumisele tervikuna. Tervikkäitumise korral kasutatakse vaid terminit *plastsus*.

Pingestatud materjalis võib osa ajast sõltuvat deformatsiooni olla tingitud molekuliosade suhtelisest liikumisest (näit. *lahtikeerdumine*, ingl *uncoiling*, s.o intramolekulaarne ümberasetus, mitte aga terviklik molekulidesisene nihkumine) ja see võib olla pinge kõrvaldamisel pööratav või mittepööratav. See osa deformatsioonist, mis johtub reorientatsioonist, mitte voolamisest, on näiv

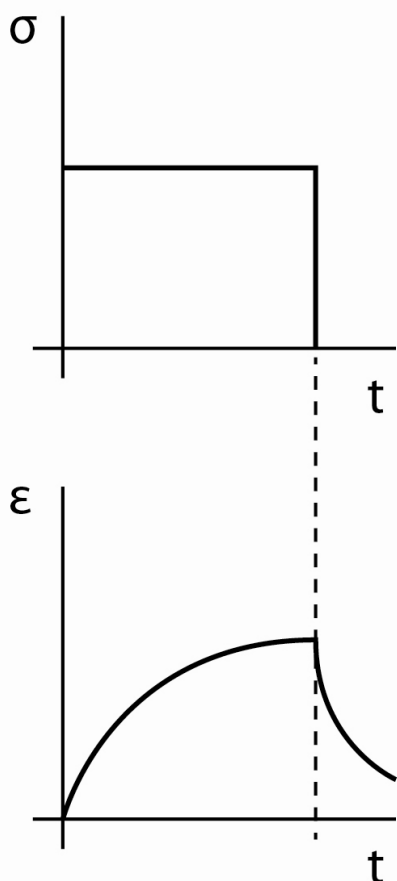


viskoossusefekt, mida võiks nimetada ka *siseviskoossuseks*. Enne Binghami arvati, et õlivärv on vedelik, mille *viskoossus* määrati Poiseuille' seaduse järgi. Ent see oli vaid näiline viskoossus ( $\eta'$ ), selliselt nimetame edaspidi iga suurust, mis on määratud Poiseuille' seaduse järgi või teiste sarnaste seaduste järgi, kui neid rakendada materjalile, mis pole lihtne Newtoni vedelik (Remington 1955).

Viskoelastsus on materjali omadus, mis aeglustab pingestatud materjali deformeerumist.

Viskoossus on vedelike omadus ja seda mõõdetakse viskosimeetriga – mõõtühik  $Pa \cdot s$ .

Viskoelastsust võib iseloomustada materjali roomavuse ja mehaanilise pinge relaksatsiooni ajaga, mis peegeldavad deformatsiooni kiirusest sõltuvaid materjali omadusi. Seetõttu nimetatakse viskoelastseid materjale ka mälu omavateks materjalideks (Athanasίου ja Natoli 2008).



Joonis 73. Roomavus: konstantse pinge seisundis toimuv kuju muutus ajas.

Roomavus on pehme bioloogilise koe omadus muuta konstantse pinge seisundis jätkuvalt enda kuju. Bioloogiliste kudede roomavust saab iseloomustada Deborah' arvu abil.

Pehme bioloogilise koe relaksatsiooniomaduse all mõistame omadust vabaneda konstantse pikkuse korral mehaanilisest pingest. Relaksatsiooniaeg on ajavahemik, mille vältel pinge väheneb algväärtusest arvu  $e$  korda.

Tuleb silmas pidada, et pinge relaksatsioon ja roomavus on omavahel tihedasti seotud materjali elastsusmooduliga, samuti katsekeha pikkuse kaudu vaatlushetkel. Bioloogid on hakanud tähelepanu pöörama pingerelaksatsiooni vaibumisele ning roomavusele. On soovitatud, et roomavuse hääbumise mõistet võiks pärast roomavust kasutada algpikkuse taastamise iseloomustamiseks. Pingestamata objekti pikkuse taastumine tähendab, et iga algpikkusest suurema pikkuse juures taastub ka pinge.

Pinge relaksatsioon ja roomavus on nn siirdenähtused. Kui materjali korduvalt venitatakse või koormatakse, saab tema käitumist väljendada statsionaarsete seisundite jadana. Hüsterees tähendab, et süsteemi seisundit ei kirjelda välis-mõju rakendamisel ega selle eemaldamisel üks ja sama funktsioon (graafik). Seetõttu moodustab graafik hüstereesisilmuse.

Mehaanilistes süsteemides moodustub hüstereesisilmus seeläbi, et pinge-deformatsiooni graafikud venitusel ja algpikkuse tagasivõtmisel ei lange kokku. Silmuse sisse jääv pindala võrdub venitusgraafiku aluse pindala ja kuju taastumise graafiku alla jääva pindala vahega. Silmuse pindala esitab soojus-kadudena hajutatud energiat. Neid kadusid mõjutavad mitmed faktorid. Mõned neist sõltuvad jõu rakendamise tempost, teised mitte. Vahel piirduakse hüstereesist kõneldes ajast sõltumatute dissipatsiooninähtustega. Et aga hüstereesi mõistel on lai tähendus, on vaja sõnale lisada täpsustav eesliide.

Sumbumine on võnkumiste amplituudi kahanemine, mida võib põhjustada võnkeenergia hajumine hõõrdumise või viskoossuse tõttu.

Sumbuvus ehk võnkesummutusvõime mõõdab materjali energia neelamise võimet tsüklilisel (perioodilisel) pingestamisel. Ta on võrdeline hüstereesi-silmuse sisse jääva pindalaga ja võrdub energiaga, mis hajutatakse soojusena ühe pingetsükli (pingevõnke või võnkeperioodi) vältel.

Erisumbuvus on kaotatud energia (hüstereesisilmuse pindala) suhe katsekeha potentsiaalsesse või deformatsioonienergiasse, kui keha on deformeeritud tsükli maksimaalse dünaamilise pingeni.

Logaritmiline dekrement on kahe ühesuunalise järgneva võnke amplituudide suhte naturaallogaritm. Seda saab kasutada isoleeritud süsteemis, kus võnkumised võivad häirimatult sumbuda.

Jäikus on materjali omadus, mis iseloomustab materjali vastupanu kujumuutvale jõule dimensiooniga N/m. Jäikuse vastandmõiste on järeleandlikkus dimensiooniga N/m.

Kõik need terminid kirjeldavad teatava ideaalmaterjali omadusi. Igal ideaalmaterjalil on loetletutest vaid üks kindel omadus. Tegelikuses on igal materjalil kõik loetletud omadused mingil määral olemas – seepärast ei käitu ükski reaalmaterjal täiesti ideaalsena.

Seni vaadeldud kvantitatiivsed mõisted olid kõik seotud materjalide staatiliste omadustega, mis ei sõltu pinge rakendamise tempest. Tegelikes süsteemides on materjalide omadused harva staatilised, ilma et toimiks mõningad komplitseerivad ajast sõltuvad faktorid. Sidemete ebastabiilsus, aine koostisosade hõõrdumuslik deformatsioon, elastsete ja viskoossete komponentide kombinatsioonid jms muudavad enamiku reaalmaterjalide käitumise mõnevõrra ajast sõltuvaks. Ajast sõltuvaid omadusi nimetatakse dünaamilisteks omadusteks.

Dünaamiline moodul on tavaliselt staatilisest suurem, sest staatilist moodulit mõõdetakse viisil, mis laseb ajast sõltuvail nähtustel lõpule jõuda. Sagedusvahemikku, mille piires näiv moodul muundub staatilisest dünaamiliseks mooduliks, nimetatakse kriitiliseks sagedusvahemikuks.

Omaõnkesagedus on sagedus, millel süsteem hakkab võnkuma, kui teda mõjutab üksik häireimpulss. Sel sagedusel kompenseeruvad vastastikku inertsiaal- ja elastne takistus ning mehaaniline kogutakistus kahaneb miinimumini.

Materjali tugevus on omadus, mis tagab vastupanu purunemisele või liigdeformatsioonile.

### **Resilientsus ja resilientsustegur**

Biomaterjalid on sageli suutelised absorbeerima (vastu võtma) suuri energiahulki. Resilientsuseks nimetatakse energiat, mida kulutatakse suhtelisele ahenemisele vastava nihke ( $\epsilon_s$ ) esilekutsumiseks. Resilientsustegur  $R$  on energiahulk ruumiühiku kohta. Selle saab arvutada võrrandist:

$$R = 1/2 \sigma_s \cdot \epsilon_s ,$$

sest energia/ruumala = töö/ruumala = jõud x nihe/ruumala = pinge x suhteline nihe, kuna keskmine pinge on  $1/2\sigma_s$ . Resilientsus on  $R \cdot V$ , kus  $V$  on ruumala. Resilientsusteguri ühik on  $[R] = [\sigma_s][\epsilon_s] = 1 \text{ N/m}^2 = 1 \text{ Nm/m}^3 = 1 \text{ J/m}^3$ . Pingevenituskõverast saab leida resilientsusteguri  $R$  sirge ja graafiku alla jääva pindalana.

Näiteks hammaste (sh luude) spetsiaalsed täitematerjalid tuleb valida selliselt, et võimalikud pinged oleksid väiksemad kui käsitletava materjali suhtelisele

ahenemisele vastav pinge, et täitematerjalil ei tekiks jäävaid vormimuutusi. Kui vormimuutused esinevad, ei tohi nihked olla nii suured, et need põhjustaks bioloogiliste kudede nihkeid. Materjali resilentsus peab olema selline, et see kannataks suuri pingeid ilma oluliste niheteta. Suhteline ahenemine peab seega olema kõrge. Kuigi  $E$  peab olema suur, peavad implantaadi ja luu jäikus olema teineteisele lähedased, et need teineteisest ei eemalduks.

### Löögikindlus

Näiteks sarnaneb hammustamisel jõu mõju sageli löögiga, mis kestab vaid lühikest aega. Kuigi sellise jõu (pinge) mõõtmine on raske, saab lööki vahendanud energiat siiski määrata. Struktuuri omadus absorbeerida elastselt energiat ilma jääva deformatsioonita sõltub resilentsustegurist. Kui sõltuvust muudest struktuurifaktoritest tähistada kordajaga  $K$ , saame löögikindluseks (inglise keeles *impact strength*)

$$H = K \cdot \sigma^2 \cdot V / 2E .$$

### Tugevus

Tugevus (inglise *strength*) on määratud kui maksimaalne pinge, mida struktuur purunemata välja kannatab. Sõltuvalt sooritatavast tegevuskatsest võidakse rääkida tõmbetugevusest, survetugevusest või löiketugevusest. Kuna tugevus on defineeritud pingena, on selle ühik sama kui pingelgi ehk  $1 \frac{N}{m^2}$ . Venituskõverast saab määrata elastsusmooduli ja libisemisteguri Hooke'i seaduse alusel kui sirge tõusu.

### Sitkus

Sitkus (inglise *toughness*) on energia, mida on vaja materjali purustamiseks, s.o näiteks venituskõveral siirdumiseks katkemispiirile. Analoogselt resilentsuse käsitlemisega võib siingi määratlada energiat pindalaga, mis jääb venituskõverast allapoole.

### Kõvadus

Katseliselt ilmneb kõvadus aine omadustena seista vastu väljastpoolt tulevale keha kriimustavale või vaadeldava keha sisse tungivale mõjutusele. Materjalide kõvaduse võrdlemine põhineb sellel, et need testid, mille abil kõvadust mõõdetakse, on täpselt standardiseeritud. Nii saadavad kõvadusarvud on ka korratavad, mis teeb kõvadustestide tulemused usaldusväärseteks. Üldiselt

mõõdetakse kõvadust kehasse sissetungi määrana ja käsitletakse hõlpsalt tabuleeritavate arvudena.

Brinelli kõvadustestis uuritakse teraskuulikese (läbimõõt  $D=1,6$  mm) tungimist keha pinda teatud jõu ( $F=123,7$  N) mõjul. Kõvadusarvu leidmiseks mõõdetakse kuulikese jälje pindala ruutmillimeetrites. Brinelli kõvadusarv HB (või HB või HBN) on

$$H_B = \frac{F}{(\pi \cdot D / 2)(D^2 - \sqrt{D^2 - d^2})},$$

milles  $d$  on jälje läbimõõt.

Kõvaduse mõõtmisel Vickersi järgi kasutatakse püramiidikujulist nelinurkset teemant-teravikku ( $136^\circ$ ). Vickersi kõvadusarv HV (või HVN) leitakse jõu ja pindala kaudu. Testis mõõdetakse teraviku jälje keskmist läbimõõtu.

Rockwelli kõvadustestis kasutatakse jõu võrdlemist koonusekujulise teravikuga sissepressitud sügaviku suurusega.

Knoopi kõvadustestis kasutatakse kaldpüramiidi tippu ( $130^\circ$  ja  $172,5^\circ$ ), mis teeb võimalikuks uurida ainete (dentiini, emaili) isotroopsust. Kõvadusarv leitakse tabuleerituna pikema diagonaali funktsioonina.

Mikrokõvadusmõõtur on mikroskoopi asetatud lisaseade, mis võimaldab mõõta üksiku tera pinna kõvadust (näiteks  $H_v$ ).

### Väsimusvastupidavus

Kui koormata materjali elastsuspiiri mitte ületava pingega väga palju kordi, toimuvad materjalis vähehaaval väikesed struktuurimuutused, mis lõpuks põhjustavad aine murdumise, kuigi pinge ei ole üksikul koormusel murdumispiiri ületanud. Väsimusvastupidavuse all mõistetakse seda pinget, millest allpool murdumist ei teki, kuigi koormust võib korrata kuipalju tahes kordi.

Kuigi pingel ja rõhul on ühesugune dimensioon (jõud/pind), pole nad siiski sünonüümid, sest kui anumas valitsev rõhk mõjub seintele kõikjal ühtmoodi, sõltub igas seinapunktis kujunev pinge anuma geomeetriast ja pinge suunast. Seose rõhu ja puutujasuunalise seinapinge vahel leiame hõlpsasti õhukeseseinalise silindrilise anuma ristlõike tarvis. Selliselt modelleeritakse tavaliselt veresooni. Saadud seost füüsikaliste suuruste vahel ( $T=PR$ ) nimetatakse Burtoni järgi Laplace'i seaduseks. Bioloogias erineb seos rõhu ja pinge vahel füüsikas paksuseinaliste torude kohta tuletatud lihtsast vahekorra. Erinev tuleb see ka muukujulistest kambrites ja teistes suundades mõjuvates pingetes.

Kui tahetakse kirjeldada materjalide käitumist, tuleks jõudu väljendada pigem pinge kui rõhu kaudu, sest seosed rõhu ja pinge vahel on muutlikud. Kui aga soovitakse kirjeldada süsteemi toimimist, on otstarbekam lähtuda jõust.

St. Venanti kehal on elastsus ja plastsus, kuid tal puudub viskoossus. Kuni lävipingeni käitub ta kui ideaalselt elastne keha, kuid lävest ülalpool voolab takistamatult.

Binghami keha ilmutab nii viskoossust kui ka plastsust. Sellise keha käitumist kirjeldab valem

$$S = \tau + \eta(de / dt),$$

milles  $S$  on rakendatud pinge,  $\tau$  lävipinge ja  $\eta$  plastiline e pseudoviskoossus.

Mõnikord on sobiv kasutada avaldisi, mida võib nimetada pöördmooduliteks, mille kohta on järgmised näited.

*Venituvus* (pikenduvus) iseloomustab aine pikenemisvõimet pinge toimel.

*Kokkusurutavus* on mahtmooduli pöördväärtus.

Need mõisted on osutunud otstarbekaks ka materjalide põhiomaduste kirjeldamisel. Kui kasutada pöördmoodulite puhulgi sõna *tegur*, saab mõte selgemaks, vähemasti siis, kui kontekstist ei selgu otseselt selle kvalitatiivne või kvantitatiivne aspekt. Sedasi formuleeritud pöördmoodulid aitavad vältida terminis *elastsus* peituvat ebamäärasust.

*Jäikus* defineeritakse kui jõu ja pikkuse muutuse suhet  $N/m$ .

*Deformeeritavus* (ingl *compliance*) on üldtermin, tähistamaks mõõtmete muutumist pigemuutuse mõjul.

Terminit kasutatakse ka jäikuse pöördarvu tähenduses ja hingamisfüsioloogias kui mahumuudu ( $\Delta V$ ) suhet rõhumuudusse ( $\Delta P$ ). Kuna mõiste on kasutuseks sobilik ja moodulite ning pöördmoodulite tarvis on olemas spetsiifilised terminid, pole mõistlik piirata selle sõna kasutust, kui ta on asjakohaselt defineeritud ja kasutusel spetsiifilises tähenduses.

*Pinge relaksatsioon* (ehk hilistuv vetruvus, elastsuse järelmõju, elastsuse järelnähtus) on pinge vähenemine, mis toimub aja jooksul konstantse pikkuse juures.

Rangelt võttes võiks seda mõistet kasutada vaid relakseeruvate üksikelementide juures, kuid seda rakendatakse väärtalt terviksüsteemides. Need ei järgi tavaliselt lihtsat pinge logaritmilist dekrementi. Seepärast on mõiste kasutamine süsteemides üsna suvaline.

Terminiga *hilistuv vetruvus* tähistatakse näiva pöördmooduli kasvu, mis toimub aja jooksul konstantse pinge all olevas katsekehas. Terminit kasutatakse ka näitamaks pöördmooduli ajalist sõltuvust tingimustes, kus deformatsioon ja/või pinge võivad varieeruda pärast algtingimuste fikseerimist. Viimases tähenduses on termin sobivaim kirjeldavas kontekstis.

*Roome* e *roomavus*, inglise k *creep* (hilistuv deformatsioon) tähendab deformatsiooni kasvu selle aja jooksul, kui pinge püsib konstantsena.

Et terminite loetelu saaks täielik, tuleb lisada mõned oskussõnad bioloogia ja füüsika vallast.

*Lihase lõõgastumine* on pinge lõdvenemine lihases tema ärrituse lõppedes.

*Algpiikkus* tähistab katsendi pikkust, kui talle ei mõju mingid välisjõud peale raskusjõu. Lihase puhul märgistab termin lihase pikkust ärrituse puudumisel.

Tasakaaluline pikkus on pikkus, mille omandab katsend või materjal staatilistes või tasakaalulistes tingimustes. Näiteks on seda terminit kasutanud Buchthal ärritamata lihaskiu pikkuse kohta, millele rakendub koormus kuni 0,5 % maksimaaljõust, mida kiud arendab tetaanilisel kokkutõmbel. Hill pakub veel terminit puhkepikkus – lihase pikkus kehas, kui keha on anatoomilises asendis ja lihas on kokku tõmbumata.

Ülaltoodud mõisted ja selgitused aitavad paremini aru saada järgnevate teemade käsitlemist.

### **Kasutatud ja lugemiseks soovitatav kirjandus**

Tissue Elasticity. Papers arising from a conference held at Dartmouth College, Hanover, New Hampshire. 1955. Ed. J. W. Remington; pp.191-201.

Holmberg P., Hiltunen E., Perkiö J. . (2007) Santorius: elusa looduse füüsika. Kirjastus Ilo, Tallinn, lk. 174-176, 200-203 ja 2009-218.

*Personaalne meditsiin saab vähemalt läänemaailmas reaalsuseks,...*

Nobelist **Edmond Fischer**

## 6 Bioloogiliste kudede koormustaluvusest

Vaatleme inimese tugiliikumisaparaadi koormustaluvuse probleemi, mis puudutab ortopeediat, töötervishoidu ja spordimeditsiini. Küsimus pole üksnes kudede koormustaluvusest, vaid nähtusest, mida tuleks vaadelda eelkõige füsioloogilistest ja biomehaanilistest aspektidest, võimaldamaks hinnata, millal jätavad staatilised või dünaamilised koormused tugiliikumisaparaadis taastumatuid jälgi ning mida tähendavad need organismile tervikuna. Biomehaanika rolli preventiivses meditsiinis rõhutasid paljud teadlased juba 1980. aastal (Ballreich, Brüggemann 1980).

Ben Franklin täheldas: "... Miski ei ole siin maailmas kindel peale surma ja maksude." Whitting ja Zernicke lisasid oma raamatus "Biomechanics of Musculoskeletal Injury": "Tuleks lisada kolmas vältimatu asjaolu – füüsiline vigastus." Arusaamine bioloogiliste kudede reaktsioonidest ja seonduvatest vigastuste mehhanismidest aitab vähendada elu kolmanda vältimatuse – füüsilise vigastuse ohvriks langemist.

Vigastus on keha kudede kahjustus, mida põhjustab füüsiline ülekoormus. Paljudel vigastustel on mehaaniline põhjus. Kontraktilised proteiinid ja sidekude on kaks peamist lihase morfoloogilist elementi. Mehaanilised vigastused toimuvad sageli skeletilihase ümbristes, kus asub sidekude kollageeni näol.

Mehaaniline energia genereeritakse sarkomeeris biokeemilise protsessi käigus toimuva müosiini ristsildade radiaalse liikumisena, mis aktiveeruvad pärast närviimpulssi. See protsess pingestab peri- ja epimüüseumis paiknevad kollageeni heelikseid. Viimased kannavad mehaanilise pinge luudele, kuna siin kulgevad kollageeni heeliksid ühelt kõõluselt teise kõõluseni. Mehaanilise energia transmissiooni kvaliteet oleneb skeletilihaste biomehaanilistest ja viskoelastsetest omadustest. Skeletilihaste biomehaanilised omadused näitavad lihaste mehaanilist reaktsiooni välistele e mehaanilistele mõjuritele. Need omadused loovad lihastele eeldused:

- metaboolsete protsesside toime efektiivsuseks;
- mehaanilise energia loomiseks, edasikandmiseks luukangidele, jaotamiseks ja taastumiseks;
- jõu ülekandeks lihastelt luudele;



- kehahoiaku säilitamiseks.

Lihaste biomehaaniliste ja viskoelastsete omaduste abil on võimalik hinnata skeletilihase sarkomeeris tekkinud mehaanilise energia ülekande kvaliteeti ja otsustada lihaste töövõime, liikumismehhanismide koordineerimise ja kontrolli otstarbekuse üle.

Metaboolsete protsesside (vere-, lümfi- ja rakuvedelikuringe) toimimise faktor on vahetult seotud mehaanilise pingetasega skeletilihastes. Normaalse toonuse korral on kollageeni heeliksid endo-, peri- ja epimüüseumis optimaalse mehaanilise pinguse seisundis, mis võimaldab ökonoomse mehaanilise energia ülekande müosiini ristsildadelt skeleti luukangidele.

Lihast taastub kiiresti pingutusejärgsest pingeseisundist, kui lihas on hea elastsusega.

Lihashaigusi peetakse ravimatuteks. Selle on tinginud asjaolu, et lihashaigusi diagnoositakse liiga hilja – siis, kui patoloogiline protsess on tekitanud skeletilihases pöördumatuid morfoloogilisi muutusi. Järelikult on oluline vältida lihashaigusi. Paraku puuduvad laialtkasutatavad meetodid ja seadmed skeletilihaste muutuste lihtsaks ja odavaks jälgimiseks ning patoloogia varajaseks avastamiseks.

Meditsiinilise diagnostika olemus seisneb haiguste äratundmises. Mis on hästi diagnoositud, seda saab ka edukalt ravida. Selles teesis, millele on rajatud arstide ettevalmistus, esineb ka vasturääkivus. Siin on vähemalt kaks aspekti.

Esiteks ilmnevad haigestumisel inimese organismis sümptomid, mis erinevad terve organismi funktsioneerimisele vastavatest sümptomitest – näiteks valu, lihaste väsimus, halb enesetunne jms. Lühidalt öeldes on meie organismis juba midagi juhtunud, mis takistab oluliselt eluliste funktsioonide normaalset kulgemist organismis. Kui lisada, et tervise väärtust oskame hinnata alles siis, kui oleme selle kaotanud, saab selgeks, et seniseid printsiipe järgides ei saa me rääkida edasiliikumisest. Lihashaiguste diagnostika olemasolevad meetodid annavad preventsooniks liiga vähe informatsiooni. Oluline on, et ka kaebuste puudumisel diagnoositaks uuritava organi elutegevust iseloomustavate parameetrite trende selles suunas, mis iseloomustab haiguse algust või olemasolu.

Teiseks on selgusetu, kuidas ja kui võrd tuleb tänapäeva meditsiinidiagnostika toime patsiendi organismi individuaalsete iseärasuste või siis ontogeneesis asetleidnud kohanemisreaktsioonide tagajärjel tekkinud muutuste objektiivse hindamisega.

Skeletilihaste puhul on väga oluline hinnata lihaskoerakkude verevarustuse tingimusi (Kimura K. et al. 2007). Bioloogilistes kudedes toimub pidev vedelike tsirkulatsioon. Arteriaalne veri suundub südame aordist arteritesse, edasi arterioolidesse ning lõpuks kapillaaride kaudu koe rakkudevahelisse ruumi. Seal

algavad ka kapillaarid, mis suunavad lihasrakkudevahelises ruumis vere veenulitesse ja edasi veenide kaudu väiksesse vereringesse, kus toimub vere rikastamine hapniku ja teiste bioloogilise koe eluks vajalike ainetega. Analooget toimib lümfiringe.

Südame tegevus on rütmiline. Seega liigub veri arteriaalses süsteemis mitte sujuvalt, vaid impulssidena. Sellest tingituna on vere tsirkulatsiooni normaalse kulgemise üheks oluliseks tingimuseks bioloogiliste kudede biomehaanilised omadused: jäikus, järeleandlikkus, elastsus, plastsus ja mehaanilise pinge seisund – toonus; mingil määral ka roomavus ja relaksatsioon.

Üheks enam kasutatud meetodiks on skeletilihaste seisundi diagnostikas elektromüograafia (Pullman S.L. et al. 2000). Kahjuks peegeldab müograafiline uuring üksnes skeletilihases kui elundis asetleidvaid neuroloogilisi protsesse ega võimalda otseselt midagi öelda skeletilihases toimuvate metaboolsete protsesside kulgemise tingimustest. Goudy N., McLean L. (2006) näitasid, et elektromüograafiliste parameetritega ei ole võimalik eristada haigete skeletilihaseid tervete inimeste omadest. Seetõttu püstitasid uurijad hüpoteesi, et lihashaiguste diagnostikas võivad olulist rolli mängida skeletilihaste biomehaanilised omadused. Veldi M. et al. (1999, 2001, 2002, 2004) uuringutest selgus, et müomeetrilise meetodi kasutamisel saadud parameetrite – jäikuse ja elastsuse abil on võimalik hinnata pehmete bioloogiliste kudede patoloogilistest protsessidest tingitud muutusi.

Biomehaaniliste ja viskoelastsete omaduste tähtsust skeletilihaste seisundi hindamisel on rõhutanud ka paljud teised teadlased (Fung Y. C. 1981, Nigg B. M., Liu W. 1999, Elliott G. F., Worthington C. R. 2001, Korhonen R. et al. 2005, Goudy N., McLean L. 2006 ja teised).

Erinevate lihashaiguste diagnostikaks ei piisa toonuse, elastsuse ja jäikuse parameetritest. Olulist lisainformatsiooni võivad lihashaiguste diagnostikale anda roomavuse ja mehaanilise pinge relaksatsiooni parameetrid.

### **Kasutatud ja lugemiseks soovitatav kirjandus**

Athanasiou K. A., Natoli R. M. (2008) Introduction to Continuum Biomechanics. Synthesis lectures on Biomedical Engineering #19. Morgan&Claypool Publishers, University of Connecticut.

Ballreich R., Brüggemann P. (1980) Sportmotorische Leistungsdiagnostik aus der Sicht der "Präventiven Biomechanik". In: Die Belastungstoleranz des Bewegungsapparates. Herausgegeben von Cotta H., Krahel H., Steinbrück K. Georg Thieme Verlag Stuttgart. New York. S. 65-80.

Elliott G. F., Worthington C. R. 2001 Muscle contraction: viscous-like frictional forces and the impulsive model. *Biological Macromolecules* 29, 213-218.

Fung Y. C. (1981) Biomechanics. Mechanical Properties of Living Tissues. Springer-Verlag, Berlin.

Goudy N., McLean L. (2006) Using myoelectric signal parameters to distinguish between computer workers with and without trapezius myalgia. *European Journal of Applied Physiology*, 97: 196–209

Gregorová E., Pabst W., Štítina J. (2004) Rheology of ceramic suspensions with organic or bioorganic gelling additives - Part 1: Theory of linear viscoelasticity. *Ceramics Silikáty* 48(3):93-99.

Gubler-Hanna C., Laskin J., Marx B.J., Leonard C.T. (2007) Construct validity of myotonometric measurements of muscle compliance as a measure of strength. *Physiol Meas*, 28: 913-924.

Hashiguchi K. (2009) Elastoplasticity Theory. Springer-Verlag, Berlin.

Holmberg P., Hiltunen E., Perkkio J. (2007) Santorius: elusa looduse füüsika. Kirjastus Ilo, Tallinn..

Kimura K., Watanabe Y., Umeda M., Arima Y., Watsuji T., Shinohara S. (2007) Quantitative analysis of the relation between soft tissue stiffness palpated from the body surface and tissue hemodynamics in the human forearm. *Physiological Measurement*, 28: 1495-1505

Korhonen R. K., Vain A., Vanninen E., Viir R. and Jurvelin J. S. (2005) Can mechanical myotonometry or electromyography be used for the prediction of intramuscular pressure? *Physiol Meas*, 26: 1-13.

Mancia G. (1990) Ambulatory blood pressure monitoring: research and clinical application. *J Hypertens Suppl*, 8: S121-124.

Nigg B. M., Herzog W. (1994) Biomechanics of the musculo-skeletal system. John Wiley & Sons Chichester.

Nigg B. M., Liu 1999 The effect of muscle stiffness and damping on simulated impact force peaks during running. *Journal of Biomechanics* 32, 849-856.

Pullmann S. L., Goodin D. S., Marquez A. I., Tabbal S. and Rubin M. 2000 Clinical utility of surface EMG. Report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology*.55:171-177

Tissue Elasticity. Papers arising from a conference held at Dartmouth College, Hanover, New Hampshire. 1955. Ed. J. W. Remington; pp.191-201.

Whiting W. C. Zernicke R. F. (1998) Biomechanics of musculoskeletal injury. Human Kinetics.

Vain A. (1995) Estimation of the functional state of skeletal muscle. In: Veltink P.H. & Boom H.B.K. (Eds) Control of Ambulation using Functional Neuromuscular Stimulation. Enschede: University of Twente Press, pp. 51-55

Vain A. (2002) Role of skeletal muscle tone and elasticity in the workability restoration of male cross-country skiers. *Acta Academiae Olympique Estoniae*, 10: 95-108

Veldi M, Vasar V, Vain A, Hion T, Kull M. (2000) Computerized endopharyngeal myotonometry (CEM): A new method to evaluate the tissue tone of the soft palate in patients with obstructive sleep apnoea syndrome, *J Sleep Res*, 9: 279–284.

Veldi M, Vasar V, Hion T, Kull M, Vain A. (2001) Ageing, soft-palate tone and sleep-related breathing disorders. *Clinical Physiology*, 21(3):358-64

Veldi M. (2001) Obstructive Sleep Apnoea: Computerized Endopharyngeal Myotonometry of the Soft Palate and Lingual Musculature. Dissertationes Medicinae Universitatis Tartuensis, 70, Tartu: Tartu University Press

Veldi M, Vasar V, Hion T, Vain A, Kull M. (2002) Myotonometry demonstrates changes of lingual musculature in obstructive sleep apnoea. *European Archive of Otorhinolaryngology*, 259(2):108-12

Veldi M, Vasar V, Vain A, Kull M. (2004) Obstructive sleep apnea and ageing Myotonometry demonstrates changes in the soft palate and tongue while awake. *Patophysiology*, 11(3):159-165

Viir R., Laiho K., Kramarenko J., Mikkelsen M. (2006) Repeatability of trapezius muscle tone assessment by a myometric method. *J Mech Med Biol*, 6: 215-228.

Walsh E. G. (1992) Muscles, Masses and Motion. Mac Keith, London.

Özkaya N., Nordin M. (1999) Fundamentals of Biomechanics: equilibrium, motion, and deformation. 2nd ed Springer, New York.

## 7 Mehaanilise energia transmissiooninähtus lihases

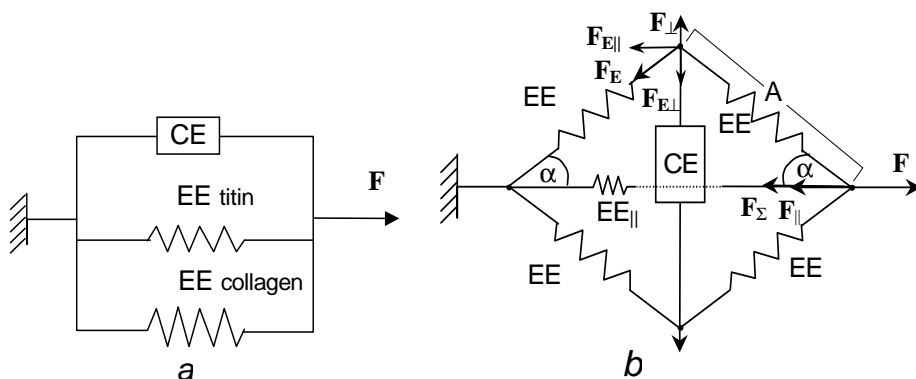
Mehaanilise energia transmissiooninähtus on printsiipiaalse tähtsusega, saamaks aru skeletilihase biomehaaniliste ja viskoelastsete omaduste ning skeletilihase toonuse rollist skeletilihase seisundi hindamisel.

Mehaanilise energia genereerimise ja luukangidele transmissiooni mehhanism on skeletilihase funktsioneerimise üks keerulisemaid nähtusi. See ei saa olla lihtne juba põhjusel, et peab kindlustama jõu ülekande funktsiooni ka siis, kui skeetilihas on mingis osas mehaaniliselt vigastatud.

Tänapäeval teatakse palju olulisi fakte skeetilihase ehitusest ja ka võimalikest mehaanilise pinge transmissiooni teedest, kuid puudub siiski terviklik ja vasturääkivustest vaba ettekujutus selle keerulise fenomeni olulistest tahkudest.

Järgnevas püütakse selgitada, millist rolli mängivad tervikliku lihase mehaanilise energia transmissioonil sarkomeerilt luu periostile endo-, peri- ja epimüüseumis paiknevad kollageeniniitide heeliks.

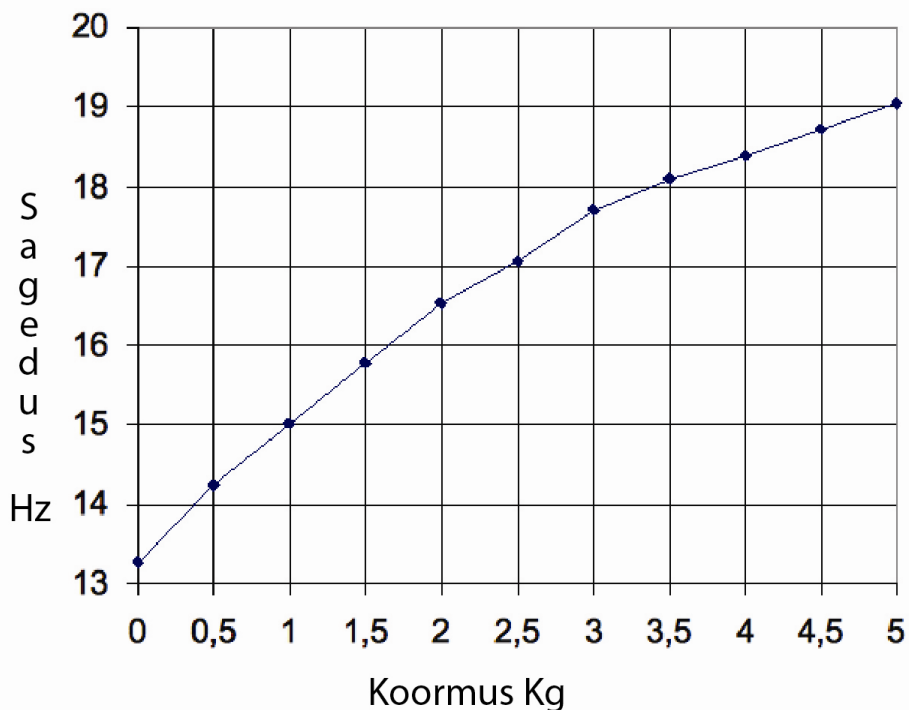
Skeetilihase uurijad lähtuvad tavaliselt Hilli kirjeldatud lihase biomehaanilisest mudelist (vt joonist 74a).



Joonis 74. Skeetilihase biomehaanilised mudelid: a – traditsiooniline (Hill 1938), b - uus (Vain 1990), CE – kontraktiilne element, EE – elastne element.

Selles mudelis on peri- ja epimüüseumis paiknevaid kollageeniniite, mis kulgevad ühelt kõõluselt teisele, kujutatud paralleelse elastse elemendina. Kuna sarkomeeris

genereeritud mehaanilise energia transmissiooni luukangile on kirjeldatud kulgevana piki lihaskiudu ühelt sarkomeerilt teisele (Huxley ja Niedergerke 1954), siis lihase lühenedes kontraktsioonil peaks peri- ja epimüüseumi jäikus olema väiksem kui rahuoleku ajal. Meie katsed aga annavad vastupidise tulemuse (vt joonist 75).

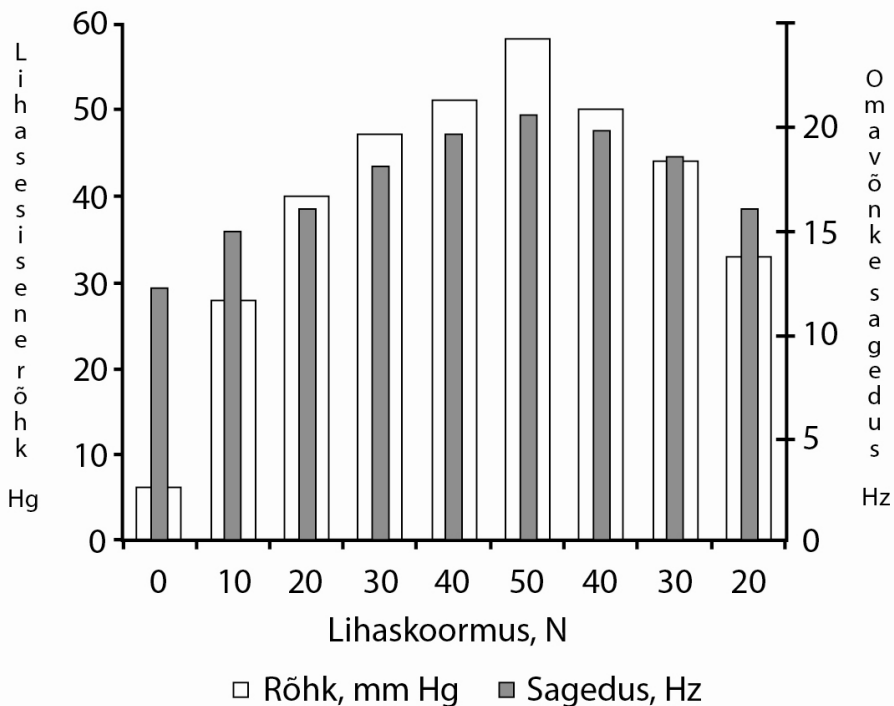


Joonis 75. Skeetilihase omavõnkesageduse ja koormamise seos õlavarre kakspealihasel.

See võimaldab püstitada hüpoteesi, et sarkomeeris tekkiv müosiini ristsillakese S2 regiooni elastsusjõud kantakse luu periostile peri- ja epimüüseumi kollageeniheelikslike mehaanilise pingena. Selle hüpoteesi toetuseks võib tuua rea huvitavaid eksperimenditulemusi. 1965. a korraldasid Street ja Ramsey järgmise katse. Konna poolkõõluslihasest eraldati kahest või kolmest kiust koosnevad kimbud, mille üks ots puhastati nii, et ühenduse kõõlusega moodustas üksnes sarkolemm. Seejärel mõõdeti tensomeetriga elektristimulatsioonil lihases tekitatud maksimaalne isomeetriline tetaaniline kontraktsioonijõud. Siis tekitati katkestus müoplasma sambas nii, et näha oli üksnes ümbris, ja määrati kirjeldatud meetodil maksimaalne isomeetriline tetaaniline kontraktsioonijõud, mis oli 30–100 % vigastamata preparaadi jõust. Autorid täheldasid, et vigastuse naabruses asuv

kiuosa kaotas ärritusvõime. Analoogete katse tegid ka Franzini-Armstrong ja Porter 1964.

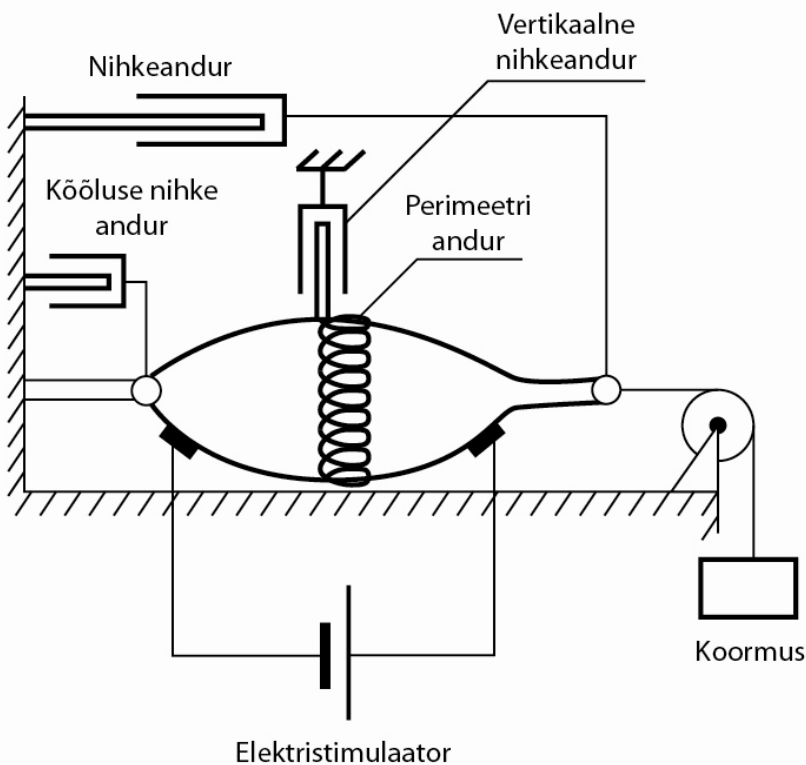
Fieldsi uuringud 1970. a näitasid, et sarkolemm on oma mehaanilistelt omadustelt võimeline kõõlusele üle kandma mehaanilist pinget. Mõtlemapanevad on Maughani ja Godti 1981. aastal tehtud uurimuse tulemused, millega tuvastati, et müofilamendil tekkiv radiaaljõud on üks suurusjärk suurem kui pikijõud. Kirbi kaasautoritega 1988, Jerosch 1989 ja Järholm kaasautoritega 1989 näitasid, et lihaskontraktsiooni jõud on otseses seoses lihasesisese rõhuga. Eksperimendid koos dotsent E. Hietaneniga Turu ülikooli kliinilise füsioloogia laboratooriumist näitasid, et lihasesisese rõhu suurenemise ja vähenemisega kaasnevad adekvaatsed muutused lihase epimüüseumi pingeseisundis *in vivo* (vt joonist 76). 1990. aastal tehtud uuringus õlavarre ümbermõõdu ja *m. biceps brachii* lühenemise sünkroonsel *in vivo* mõõtmisel selgus, et perimeetri suurenemine isomeetrilisel kontraktsioonil ennetab jõu teket keskmiselt  $86 \pm 10$  millisekundit (Vain 1990).



Joonis 76. Skeetilihase sisese rõhu (mõõdetud *in vivo*) ja müomeetriga mõõdetud omavõnkesageduse seos *m. biceps brachii c. l* koormamisel ja koormusest vabastamisel.

Toodu võimaldab püstitada hüpoteesi, et lihaskontraktsioonil esinev perimeetri suurenemine ei ole müofilamentide libisemise tagajärg, vaid põhjus (vt joonist 74 b). Selle selgitamiseks viidi Helsingi ülikooli kohtumeditSiini osakonnas läbi järgnev uuring.

Katsed sooritati 16 täiskasvanud jänese (keskmine kehamaSS 3,933 kg) *m. triceps surae* lihase preparaadil. Katsestendi skeem on joonisel 77. KatseSeade koosneb preparaadi kinnitussõlmest, eelkoormuse seadmest, mille abil anti preparaadile tõmbepinge, mis võrdus elusa jänese uuritava lihase toonusega. Kolme induktiivse nihkeanduriga DP-2 (mõõtepiirkonnaga 0-12 mm, mõõdetavate protsesside sageduspiirkond 0-120 Hz, tundlikkus mitte vähem kui 4 mA/mm, amplituudi mittelineaarsus ei ületa  $\pm 3\%$ ) mõõdeti kõõluse, lihase kõhu ja läbimõõdu muutusi. Übermõõdu muutumist mõõdeti perimeetri anduriga. Elektristimulatsiooni seade tekitas perioodilised kontraktsioonid.



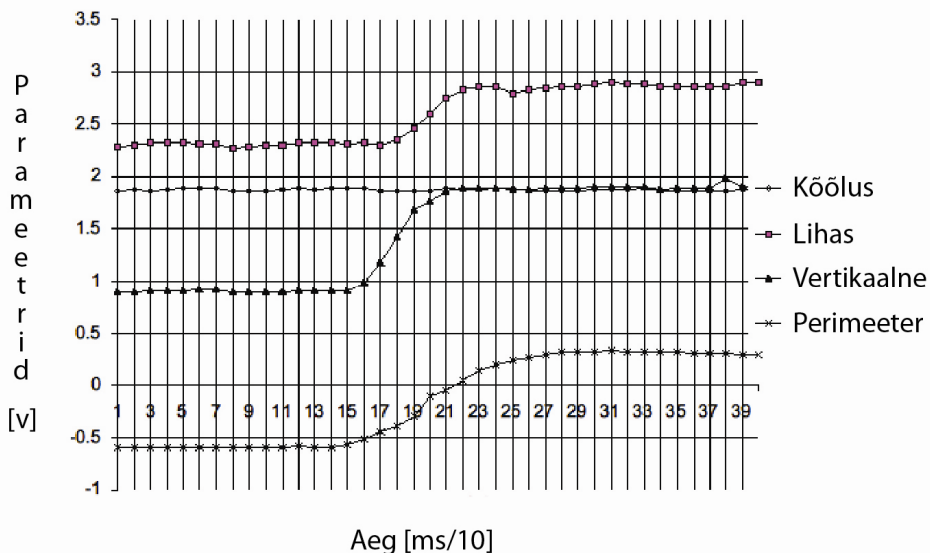
Joonis 77. KatseSeadme skeem.

Enne katseSeadmesse asetamist oli preparaat 15 min 9%-lises füsioloogilises lahuses. Seejärel koormati lihasepreparaati anumasse lisatava veega, kuni



lihastoonuse väärtus võrdus toonusega enne prepareerimist (vt joonist 77). Edasi rakendati tsüklilist elektristimulatsiooni 20 mA vooluga 4 s kontraktsioon ja seejärel paus 4 s. Tulemused registreeriti arvuti kõvakettale diskreetimissagedusel 100 Hz.

Skeletilihase uue biomehaanilise mudeli järgi (Vain 1990, 1994) kutsub lihase sarkomeeris müosiini ristsillakeste radiaalne liikumine esile lihaskiu, perimüüseumiga ümbritsetud lihaskiudude kimbu ja kogu lihase perimeetri suurenemise. See protsess on näha joonisel 78, kus alumine, perimeetri muutust kujutav graafik näitab perimeetri suurenemist enne kui vertikaalne nihkeandur ja pärast seda kaks jaotust (20 ms) hiljem algab lihase kõhu lühenemine (kõige ülemine graafik).



Joonis 78. Skeletilihase preparaadi pikkuse, diameetri ja ümbermõõdu muutused lihase kontraktsioonil tõmbefoju väärtusel 12 N.

Kõigi katsete keskmise järgi ennetab toonilisel pingel perimeetri suurenemine lihase lühenemist keskmiselt  $17,46 \pm 1,50$  ms. See tulemus lubab väita, et peri- ja epimüüseumi kollageeniheeliks osalevad mehaanilise pinge transmissioonil sarkomeerilt luukangile.

Patel ja Lieber (1997) rõhutavad oma ülevaateartiklis lateraalse jõuülekande võimalust. Võib arvata, et kui lateraalses jõuülekandes peaksid kostameerid jõudu üle kandma pingestamata kollageeniheeliksile endo-, peri- ja epimüüseumis,

oleks selline jõuülekannet kollageeniheeliksile järeleandlikkuse tõttu väikese efektiivsusega. Eelpinge kaotab kollageeniheeliksile kortsulisuse ja nende jäikus suureneb. Samuti on lihasümbriste eelpinge eelduseks lihasesisese rõhu suurenemisele.

Kirjeldatud mehaanilise pinget transmissiooninähtuse interpretatsioon annab vastuse ka eespool toodud Hilli mudeli vasturääkivustele.

Näiteks ei pea radiaalse jõuülekande korral toimuma müofilamentide pikkuse suurenemist, mis jõu ülekandel ühelt sarkomeerilt teisele piki lihaskiudu tekkiva tõmbepinget tõttu oleks enesestmõistetav. Samuti langeb ära küsimus, kuidas annavad lihaskiud müofilamentid üleminekul kõõluseks tõmbepinget kõõlusele. Vastuse saab ka probleem, kuidas kannavad mehaanilist pinget ühelt kõõluselt teisele need lihaskiud, mis on lühemad kui vahemaa kahe kõõluse vahel.

Kokkuvõtteks võib konstateerida, et skeetilihase sarkomeeris genereeritud mehaaniline pinget kandub tekkekohast kõõluse kaudu luukangile lihase peri- ja epimüüseumis paiknevate kollageeniheeliksile kaudu. Ristisilla S2 regioonil tekkiv elastsusjõud tekitab müosiini ristisillakeste pea radiaalsel liikumisel jõu, mis põhjustab lihase perimeetri suurenemise, kuna müosiini ristisillake liigub kontraktsioonil väga suure kiirusega, pingestades lihasümbristes asuvad kollageeniheeliksid ning lühiajalise latentsiaja möödumisel algab lihase lühenemine. Sõltuvalt lihasümbriste biomehaanilistest omadustest kulgeb lihase biokeemilise energia realiseerimine luukangide liikumiseks erineva ökonoomsusega (vt lk 62  $F_{takistus}$ ). Seega leidis eksperimentaalse kinnituse eespool püstitatud hüpotees, et perimeetri suurenemine ei ole sarkomeeris müofilamentide libisemise tagajärg, vaid põhjus. Järelikult määravad epi- ja perimüüseumis asuvate kollageeniheeliksile biomehaanilised ja viskoelastsed omadused olulisel määral luukangide tasakaalu ja liikumise mehaanilise efektiivsuse. Näiteks väheneb elastsuse halvenemisel nii lihaskõhu kui ka kõõluste võime salvestada mehaanilist energiat ning seda rekupereerida lihaskontraktsiooni ajal. Roomavusomaduse suurenemisel ei pingestu lihasümbrised kiiresti ja seetõttu aeglustuvad liigutused. Mehaanilise pinget relaksatsiooniaja suurenemisel nende väljavenitamise faasis jäävad antagonistlihas pingeseisundisse ja see loob eeldused lihastraumade tekkeks.

### Kasutatud ja lugemiseks soovitatav kirjandus

Bourne R. B., Rorabeck C. H. (1989) Compartment syndromes of the lower leg. *Clin Orthop.*, 240: 97-104.

Fields R.W. (1970) Mechanical properties of the frog sarcolemma. *Biophysical J.*, 462-479.

Jerosch J. (1989) Intrafasciale Druckmessungen in der Tibialis anterior – Lage in Abhängigkeit von Körperlage und Gelenkstellungen. *Biomed. Techn.*, 34, No 9, 202-206.

Järvholm V., Palmerud G., Herberts P., Hogfors C., Kadefors R. (1989) Intramuscular pressure and electromyography in the supraspinatus muscle at shoulder abduction. *Clin. Ortop.*, 245: 102-109.

Kirby R.L., Marlow R.W., MacLeod D.A., Marble A.E. (1988) The effect of locomotion speed on the anterior tibial intramuscular pressure of normal humans. *J. Biomechanics*, 21(5): 357-360.

Korhonen R.K., Vain A., Vanninen E., Viir R., Jurvelin J.S. (2005) Can mechanical myotonometry or electromyography be used for the prediction of intramuscular pressure? *Physiol. Meas.*, 26: 951-963.

Maughan D.W., Godt R.E. (1981) Radial forces within muscle fibers in rigor. *J. Gen. Physiol.*, 77(1): 49-64.

Monti R. J., Roy R. R., Hodgson J. A., Edgerton V. R. (1999) Transmission of forces within mammalian skeletal muscles. *Journal of Biomechanics* 32, 371-380.

Patel T.J., Lieber R.L. (1997) Force Transmission in Skeletal Muscle: from Actomyosin to External Tendons. In: *Exercise and Sport Sciences Reviews*. Baltimore, Philadelphia, Hong Kong, London, Munich, Sydney, Tokyo: Williams & Wilkins, 25: 321-363.

Street S.F., Ramsey R.W. (1965) Sarcolemma: transmitter of active tension in frog skeletal muscle. *Science*, 149: 1379-1380.

Vain A. (1990) On the Phenomenon of Mechanical Stress Transmission in Skeletal Muscles. Tartu: Tartu University Press.

Vain A. A (1994) New Biomechanical Model of the Skeletal Muscle. In: Abstracts Second World Congress of Biomechanics. Amsterdam:, I: 87.

Vain A., Kaljuvee A. (1997) Dependence of the Force Evoked in the Collagen Helix of Muscle Fibre on the Length of Sarcomere in Contraction and Stretching. In: Book of Abstracts XVIth Congress of the International Society of Biomechanics. University of Tokyo, 245.

Vain A. (2000) Method and Device for Recording Mechanical Oscillations in Soft Biological Tissues. US Patent No. 6132385,.

Vain A., Viir R. (2000) A New Diagnostic Technique for Peripheral Spinal Muscle Stiffness Measurements. In: Brock M., Schwartz W., Wille C., eds. First Interdisciplinary World Congress on Spinal Surgery and Related Disciplines. Berlin: Monduzzi Editore, 807-811.

## 8 Skeletilihaste biomehaanilistest mudelitest

Skeletilihase biomehaaniline mudel kirjeldab lihaskontraktsiooniga või lihase aktiivsel väljavenitamisel kaasnevaid mehaanilisi protsesse skeletilihases. Lihase kontraktsioonil loetakse lühenemiskiiruse ja seejuures arendatava tõmbejõu seost tähtsaks kontraktsiooniprotsessi iseloomustavaks karakteristikuks (Nigg, Herzog 1994).

1972. a avaldas A.V.Hill oma kuulsa võrrandi, mis põhineb skeletilihase eksperimentaaluuringul saadud andmetel ja kirjeldab lihase mehaanilise pinge ning lühenemise kiiruse vahelist seost:

$$V = b(F_0 - F)/(F + a),$$

milles

$V$  – lühenemise kiirus,

$F_0$  – maksimaalne jõud, kui lühenemiskiirus on null ja sarkomeeri pikkus optimaalne,

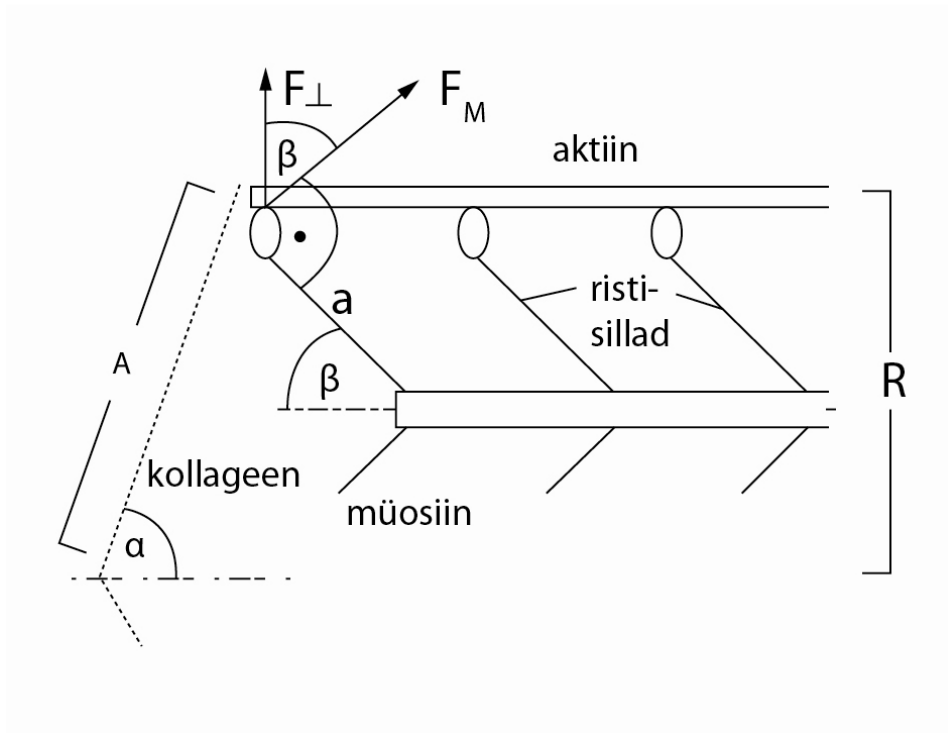
$F$  – hetkjõud,

$a, b$  – konstandid vastavalt jõu ja kiiruse mõõtühikutele.

Hill esitas ka skeletilihase kolmekomponendilise mudeli. Seni ei ole leitud kokkulangevust Hilli kolmekomponendilisel funktsionaalsel mudelil baseeruvat analüütilistel lahenditel eksperimentaalselt määratud andmetega. Selliste vasturääkivate põhjuseks peab Fung (1981) asjaolu, et mudelis ja selle modifikatsioonides on põhjendamatult (omavoliline) lihasjõu jagamine paralleel- ja kontraktiilsete elementide vahel ning samuti tõmbe jagamine kontraktiilse ja järjestikuse elemendi vahel.

Võrdleme Nossali ja Lecari (1991) koostatud lihase siserõhu ja lühenemiskiiruse analüütilise lahendi põhjal saadud lihaskiu siserõhu ja lühenemiskiiruse graafikut Vaini (1990, 1994) lihase biomehaanilise mudeli põhjal koostatud analüütilisest lahendist imitatsioonilise arvutimodelleerimise teel saadud graafilise lahendiga (Vain, Kaljuvee 1996, 1997). Esimesena mainitud autorite analüütiline lahend on rajatud teooriale, mille järgi lihaskontraktsioonijõud genereeritakse müofilamendi ristosillakeste haaku-misega aktiinifilamendist ja siis sellest lahtihaakumise tulemusena. Vaini mudelis pöördub müofilamendi ristosillake kontraktsioonil ümber oma kinnituskoha müofilamendil, tekitades radiaaljõu, mis esmalt suurendab skeletilihase perimeetrit, millele lihase ruumala konstantsuse tõttu järgneb väikese latentsiaja möödudes lihase lühenemine. Olulisteks muutujateks mehaanilise pinge väärtustele on lühenemise käigus kollageeniiniidi kaldenurk

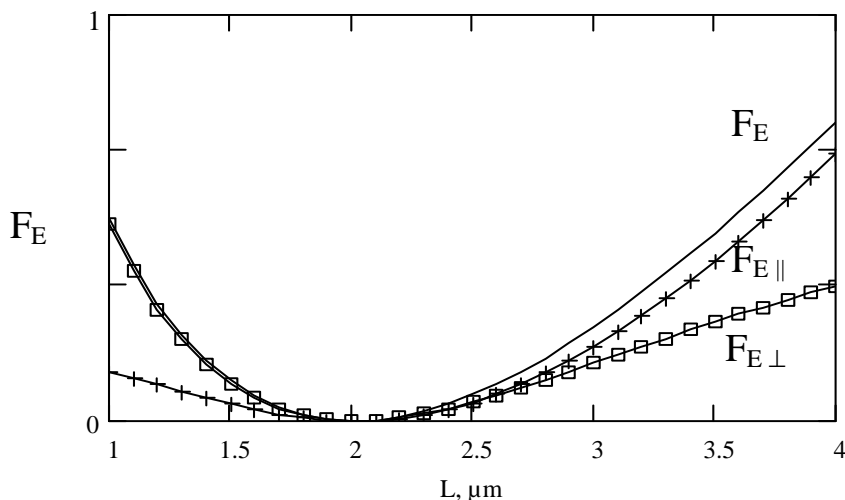
lihaskiu pikitelje suhtes  $\alpha$  (vt joonist 74b) ja müofilamendi ristisillakese S2 regiooni kaldenurk  $\beta$  sarkomeeri pikitelje suhtes (vt joonist 79).



Joonis 79. Lihaskiu ümbrisele mõjuvad jõud  $F_{\perp}$  ristisillakese liikumisest ja ristisillakese asendit iseloomustav nurk  $\beta$ .

Uue mudeli korral oleneb skeetilihase pingeseisund kontraktsiooniprotsessis tekkiva jõu müosiinifilamendi ristisillakese ristikomponendist  $F_E^{\text{risti}}$ , skeleti-lihast venitava välisjõu  $F_E$  korral aga ristisillakese jõu pikikomponendist  $F_E^{\text{piki}}$  (vt joonist 80).

Graafilised lahendid on toodud joonisel 80. Vaini mudelis on saadud parem lahend sellepärast, et selles ei jaotata jõude paralleelse ja kontraktiilse elemendi vahel, vaid müofilamendi ristisillakese S2 regioonis tekkiv elastsusjõud suurendab lihase perimeetrit ja mehaanilise energia transmissiooni teekonnaks on peri- ja epimüüseumi kollageeniheeliksid.



Joonis 80. Lihaskiu elastsusjõu  $F_E$  sõltuvus pikkusest  $L$ .

### Kasutatud ja lugemiseks soovitatav kirjandus.

Epstein M. (1998) Theoretical Models of Skeletal Muscle: Biological and Mathematical Considerations. Wiley.

Fields R.W. (1970) Mechanical properties of the frog sarcolemma. *Biophysical J.*, pp. 462-479.

Jerosch J. (1989) Intrafasciale Druckmessungen in der Tibialis anterior - Lage in Abhängigkeit von Körperlage und Gelenkstellungen. *Biomed. Techn.*, 34, No 9, pp. 202-206.

Järvholm V., Palmerud G., Herberts P., Hogfors C., Kadefors R. (1989) Intramuscular pressure and electromyography in the supraspinatus muscle at shoulder abduction. *Clin. Ortop.*, 245: 102-109.

Kirby R.L., Marlow R.W., MacLeod D.A., Marble A.E. (1988) The effect of locomotion speed on the anterior tibial intramuscular pressure of normal humans. *J. Biomechanics*, 21(5): 357-360.

Maughan D.W., Godt R.E. (1981) Radial forces within muscle fibers in rigor. *J. Gen. Physiol.* 77(1): 49-64.

Monti R. J., Roy R. R., Hodgson J. A., Edgerton V. R. (1999) Transmission of forces within mammalian skeletal muscles. *Journal of Biomechanics* 32, 371-380.

Patel T.J., Lieber R.L. (1997) Force Transmission in Skeletal Muscle: from Actomyosin to External Tendons. In: *Exercise and Sport Sciences Reviews*. Baltimore, Philadelphia, Hong Kong, London, Munich, Sydney, Tokyo: Williams & Wilkins 25: 321-363.

Street S.F., Ramsey R.W. (1965) Sarcolemma: transmitter of active tension in frog skeletal muscle. *Science*, 149: 1379-1380.

Vain A. (1990) On the Phenomenon of Mechanical Stress Transmission in Skeletal Muscles. Tartu: Tartu University Press.

Vain A. (1994) A New Biomechanical Model of the Skeletal Muscle. In: Abstracts Second World Congress of Biomechanics. Amsterdam: I: 87.

Vain A., Kaljuvee A. (1997) Dependence of the Force Evoked in the Collagen Helix of Muscle Fibre on the Length of Sarcomere in Contraction and Stretching. In: Book of Abstracts XVIth Congress of the International Society of Biomechanics. University of Tokyo, 245.

Vain A. (2000) Method and Device for Recording Mechanical Oscillations in Soft Biological Tissues. US Patent No. 6132385,.

*...iga kord, kui uus tehnoloogia on tulnud kasutusele –  
olgu see röntgen või MRI või PET – on see aidanud analüüsida,  
mis toimub selles terapeutilises või patoloogilises olukorras.*

Nobelist **Edmond Fischer**

## **9 Müomeetria meetod ja seade**

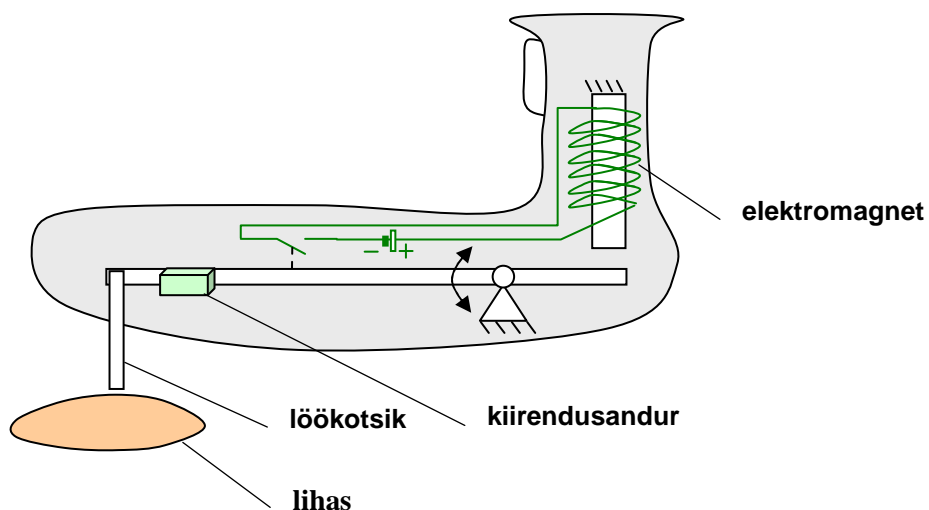
Müomeetriline meetod, mille lõi aastail 1977-2011 Tartu ülikoolis bioloogiadoktor A. Vain pindmiste skeletilihaste uurimiseks ja diagnostikaks, võimaldab mõõta skeletilihase toonust ning biomehaanilistest omadustest jäikust ja elastsust; viskoelastsetest omadustest aga roomavust ning mehaanilise pinge relaksatsiooniaega. Leiutise objektiks on seade (müomeeter) ja meetod pehme bioloogilise koe mehaanilist pingeseisundit, elastsust, dünaamilist jäikust, roomavust ja mehaanilise pinge relaksatsiooniaega iseloomustavate parameetrite samaaegseks mõõtmiseks reaaliajas.

On teada, et tahke keha muudab välisjõudude mõjul oma kuju. Kui keha kujumuutus on teatud piirides, võtab keha jõu mõju aeglasel eemaldamisel tagasi oma esialgse kuju. Kui aga jõu eemaldamine on momentaanne, sooritab keha vaba omavõnkumise. Keha materjali sisehõõrdumise olemasolul on see võnkumine kustuva iseloomuga ja teatud aja möödumisel on keha kuju taastunud.

Matemaatilise füüsika meetoditega on võimalik analüüsida materjali deformeerumise ja mehaanilise pinge seisundeid. Bioloogiliste kudede korral tuginetakse pideva keskkonna biomehaanika seisukohtadele (Athanasίου 2008). Biomaterjalid on diskreetse ehitusega ja rangelt võttes ei saa neid vaadelda kui pidevat keskkonda. Paljude praktiliste ülesannete lahendamisel, eriti siis, kui on võimalik bioloogiliste materjalide käitumise mõningaid parameetreid vahetult mõõta, võib jätta arvestamata pideva keskkonna kriteeriumide ranged tingimused. Pideva keskkonna mehaanika rakendamisel jäävad kehtima üldised printsiibid: massi, entroopia, liikumishulga ja energia konstantsus; põhivõrrandites rakendame neid aga erinevate materjalide üksikutes osades.

Müomeetriga tekitatakse uuritava koe ja löökotsiku vahele seadme asendist, gravitatsiooniväljast ja seadme kasutajast sõltumatu konstantne väline mõjutus (eelsurve) jõuga, mis on võrdne löökotsiku mehhanismi massi tekitatava raskusjõuga. Seejärel tekitatakse seadme ajamiga koele lühiajaline väline dünaamiline mõjutus, mis lõpeb kiire vabanemisega. Seade on varustatud valgus- ja helisignaali vahendiga, mis teavitab kasutajat vajaliku eelsurve saavutamisest ning mõõteseria lõppemisest (vt joonist 81).





Joonis 81. Müomeetri konstruktsioon.

Koe mehaanilise kuju muutus reaajas ja vastus sellele registreeritakse koe omavõnkumise graafikuna kiirendusanduri abil.

Parameetrite arvutamiseks kasutatakse koe omavõnkumise graafikult ajavahemikku koe mõjutuse algusest kuni selle lõpuni ja sellele järgnevast koe omavõnkumise esimesest poolteisest võnkeperioodist.

Leiutis võimaldab mõõtmisi hõlpsalt korrata, töödelda samaaegselt andmeid ja anda statistilisi hinnanguid reaajas.

Kirjeldatud meetodit ja seadet on testitud paljudes laboratooriumides, et kontrollida mõõtekorratavust (Bizzini M., Mannion A. F. 2003 ); informatiivsust (Korhonen R. et al. 2005, Kahn H et al. 2005, Vain A. et al. 2006) ning objektiivsust (Viir R. et al. 2006). Saadud tulemused kinnitavad testitu teaduslikku ja praktilist väärtust. Kuigi skeletilihase seisundi hindamine on tänapäeval muutunud aktuaalseks (Shiffman C. A. et al 2003), ei olda skeletilihaste tõenduspõhises meditsiinilises diagnostikas müomeetrilise meetodi ja seadme kasutamiseks veel valmis.

## 9.1 Müomeetria printsiibid

Metaboolsed protsessid kulgevad bioloogilistes kudedes vastavalt füsioloogia ja biomehaanika seaduspärasustele. Füsioloogilised protsessid tagavad kudede elutegevuseks vajaliku hulga ja koguse vere vormelemente, vere plasma soolade ja ionide kontsentratsiooni ning valkude koosseisu. Viimaste jõudmine iga bioloogilise koe rakuni oleneb suurel määral kudede mikrokapillaarse vere- ja lümfiringe toimimise tingimustest.

Vereringe füsioloogiline seaduspärasus seisneb selles, et vere hulk, mis läbib ajaühikus veresoone ristlõiget, oleneb kõige rohkem veresoone ristlõike suurusel. Teiseks sõltub see sellest, milline on rõhkude vahe vaadeldava veresoone lõigul. Lihtsustatult väljendades võib vere voolamist kirjeldada Ohmi seadusega: lugejas on rõhkude vahe ja nimetajas voolamistakistus. Voolamistakistust põhjustavad kõige enam veresoone ristlõike suurus, vere sisehõõrdumine (viskoossus) ja voolamise laad (laminaarne või turbulentne). Töötavas lihases on veresooned kontraktsioonide ajal mehaaniliselt kokku surutud. Rütmilises lihastöös kahaneb verevool ka kontraktsiooni ajal ja kasvab lõõgastumisel. Nende erinevuste põhjal on mõistetav, miks ei tekita dünaamiline lihastöö lihase väsimust nii kiiresti kui staatiline lihastöö.

Veresooned (arterid, kapillaarid, veenid) moodustavad koos südamega kardiovaskulaarse süsteemi, milles eristatakse kopsu- ja kehavereringet. Südame abil hoitakse verd pidevas ringluses veresoontest koosnevas suletud süsteemis. Selle süsteemi tähtsaim ülesanne on varustada organismi kõiki elavaid rakke nende normaalseks funktsioneerimiseks vajalike ainetega ja eemaldada rakkude ainevahetusjääke. Kehavereringes on mitu olulist paralleelringet, nt skeetilihaste vereringe. Kogu ringluses olevast verest moodustab lihaste verevarustus puhkeseisundis 15–20%. Füüsilise töö ajal suureneb oluliselt töötavatest lihastest läbivoolava vere maht, ulatudes kuni 85%-ni kogu ringluses olevast verest. (Schmidt, Thews, 1997; Kingisepp, 2001).

Veri voolab kõrgema rõhuga veresoonekonnast madalama rõhuga osa poole. Lihtsustatult võib öelda, et vere voolamise mahtkiirus mingis veresoone osas oleneb veresoone lõigu otste vahel valitsevatest rõhkude vahel ja selle lõigu takistusest verevoolule:

$$V = \frac{\Delta P}{R},$$

milles

$$V - \text{vere voolamise mahtkiirus} \left[ \frac{ml}{min} \right],$$

$\Delta P$  - veresooneelõigu rõhkude vahe,

$R$  - veresooneelõigu takistus verevoolule.

Vaatleme voolamistakistusi torudest koosnevas süsteemis. Ühe süsteemi järjestikustes lülitatud torudes tuleneb kõigi üksiktakistuste summast.

$$R_{\text{üld}} = R_1 + R_2$$

Paralleelselt lülitatud torudes liituvad aga torude läbitavuse  $L$  väärtused.

$$L_{\text{üld}} = L_1 + L_2$$

Et läbitavus on takistuse pöördväärtus, on paralleelse lülitusega torudes

$$R_{\text{üld}} = \frac{R_1 + R_2}{R_1 R_2}.$$

Paljude paralleelselt lülitatud ühesuguse diameetriga torude puhul vastab üldine takistus seega ühe toru takistuse ja torude üldarvu jagatisele. Seega on üldtakistus alati väiksem kui ühe toru takistus.

Viskoossus  $\eta$  tähendab vedelike omadust avaldada laminaarsel voolamisel vedelikukihtide tangentsiaalsele nihkumisele vastasmõju. Viskoossus on vedeliku temperatuurist sõltuv suurus. Vastavalt Newtoni valemile tuleneb viskoossus nihkepinge  $\tau$  ning nihkekiiruse  $\gamma$  üksikute vedelikukihtide vahelise kiirusgradiendi suhtest:

$$\eta = \frac{\tau}{\gamma},$$

milles

$$\eta - \text{viskoossus } [Pa \cdot s], \tau - \text{nihkepinge } [Pa], \gamma - \text{nihkekiirus } \left[ \frac{1}{s} \right].$$

Nihkepinge suurus sõltub toru alguses ja lõpus esinevate rõhkude diferentsist  $\Delta P$ , toru raadiusest  $r$  ja toru pikkusest:

$$\tau = \frac{\Delta P \cdot r}{2l},$$

milles

$\Delta P$  – rõhkude diferents,  $r$  – raadius  $[m]$ ,  $l$  – toru pikkus  $[m]$ .

Seega sõltuvad voolu tekitamiseks ning säilitamiseks vajalikud jõud mitte ainult liikumapanevast rõhust, vaid ka veresoone raadiusest ja pikkusest.

Statsionaarse laminaarse voolamise puhul on üksteise suhtes nihkuvate õõnessilindrite põhjale ja välispinnale mõjuvate rõhkude diferentsist tingitud jõud tasakaalus piirikihtidele mõjuvate hõõrdejõududega. Sellest tuleneb laminaarsele voolamisele iseloomulik paraboolne vooluprofiil, kusjuures keskmine voolukiirus sõltub toru raadiuse ruudust. Nendest eeldustest lähtub Hageni-Poiseuille' seadus voolutugevuse kohta:

$$V = \frac{\pi r^4 \Delta P}{8\eta l},$$

milles

$\Delta P$  – rõhudiferents,  $r$  – raadius  $[m]$ ,  $\eta$  – vedeliku viskoossus  $[Pa \cdot s]$ ,  $l$  – veresoone pikkus  $[m]$ , arv 8 on voolukiiruse profiili integreerimisel saadav tegur. Pidades silmas Ohmi seadust, tuleneb siit voolamistakistus:

$$R = \frac{8l\eta}{\pi r^4},$$

milles

$r$  – raadius  $[m]$ ,  $\eta$  – vedeliku viskoossus  $[Pa \cdot s]$ ,  $l$  – soone pikkus  $[m]$ .

Voolutugevus ja voolamistakistus muutuvad sõltuvalt raadiuse neljandast astmest. Selgub, et veresoone raadiuse muutusel on domineeriv osa verevoolutuse intensiivsuse ja vererõhu reguleerimises nii lokaalsete kui ka üldiste vereringe ümberkorralduste puhul.

Hageni-Poiseuille'i seadus kehtib siiski ainult ideaalsel juhul. Kuna veresoone on elastsed ja hargnevad ning vere vool võib olla turbulentne, tingivad need

voolumistakistuse suurenemise. Seega võib Hageni-Poiseuille'i seadust vereringesüsteemile üle kanda vaid tinglikult (Schmidt, Thews, 1997).

Olulisemad biomehaanilised seaduspärasused seisnevad järgmises.

Pehmete bioloogiliste kudede funktsionaalset seisundit iseloomustatakse toonuse kaudu. Skeletilihase rahuoleku toonuse all tuleb mõista lihase mehaanilist pingust, mida ei saa tahteliselt vähendada.

Asenditoonuse all tuleb mõista mehaanilist pinget, mille abil kindlustatakse keha tasakaal, kehaosade omavaheline asend ehk rüht ja luuakse aktiivseks lihastööks vajalik eelpinge foon. Toonus kogu närvi-lihasaparaadis tagatakse ühelt poolt kesknärvisüsteemi, teiselt poolt rakutoonuse kaudu.

Igal skeletilihasel on vastavalt funktsioonile kindel toonuse väärtus – mehaaniline pinge, mida ei saa tahteliselt väiksemaks muuta. Küll aga võib lihastoonus omada normaalväärtusest kõrgemat pinget, mis oleneb kehalisest aktiivsusest, emotsionaalsest stressist, tervislikust seisundist, vanusest, elukutsest, ergutavate ainete, nagu kohvi ja tee kasutamisest jms.

Kõrgenenud toonus halvendab kõigepealt kudede verevarustust. Väheneb elundite varustamine hapnikuga, kuna hapniku hulk, mis mingis ajaühikus jõuab verevooluga üksikute rakkudeni, võrdub arteriaalse vere hapniku kontsentratsiooni ja rakust läbi voolava vere mahu korrutisega. Kõrgenenud mehaaniline pinge (siserõhk, toonus) ahendab veresoonte ristlõiget, kaasa arvatud kapillaare. Kõigepealt vähendab kõrgenenud toonus (siserõhk) lihases paiknevate veenide, kaasaarvatud veenulid, ja ka lümfisoonte ristlõiget, kuna veenides ja lümfisoontes on siserõhk väiksem kui arterites. Lisaks sellele võib veenide ristlõige väheneda veresoonte seintes paiknevate silelihaste kontraktsiooni tõttu. Kõige selle tulemusena väheneb lihases veenide kaudu väljaviidava vere hulk ning arteriaalse verevoolu suurem maht suurendab lihasesisest rõhku, millega kaasneb loomulikult ka endo-, peri- ja epimüüseumi jäikuse suurenemine. Skeletilihase siserõhu suurenemine (kõrgenenud toonus) avaldab negatiivset mõju ka arteriaalsele vereringeosale. Maksimaalse tahtelise kontraktsiooni korral on verevoolu mahtkiirus null.

Skeletilihase pingutuse (kontraktsiooni) ja lõõgastumise vaheldumine lihastööl on üheks eelduseks mikrokapillaarse tsirkulatsiooni normaalseks toimimiseks. Tööprotsessis asetleidev lõõgastumisaeg on reeglina lühiajaline. Kui skeletilihas on piisavalt elastne (omadus taastada kiiresti esialgne kuju pärast kujumuutva jõu eemaldamist), on võimalik lihaskoe pinge vähenemine ja verevoolu mahu suurenemine. Vähesel elastsusel korral aga ei vabane lihaskude tööliigutuse lõõgastustsükli pingest ja verevoolu maht on väike, mis viib väsimuse ja ülekoormusest tingitud patoloogiateni.

Kõrgenenud lihastoonus tekitab ka liigesepindadele normaalsest kõrgema surve, mis toimib 24 tundi ööpäevas. Sellise ülekoormuse tagajärjeks võib olla

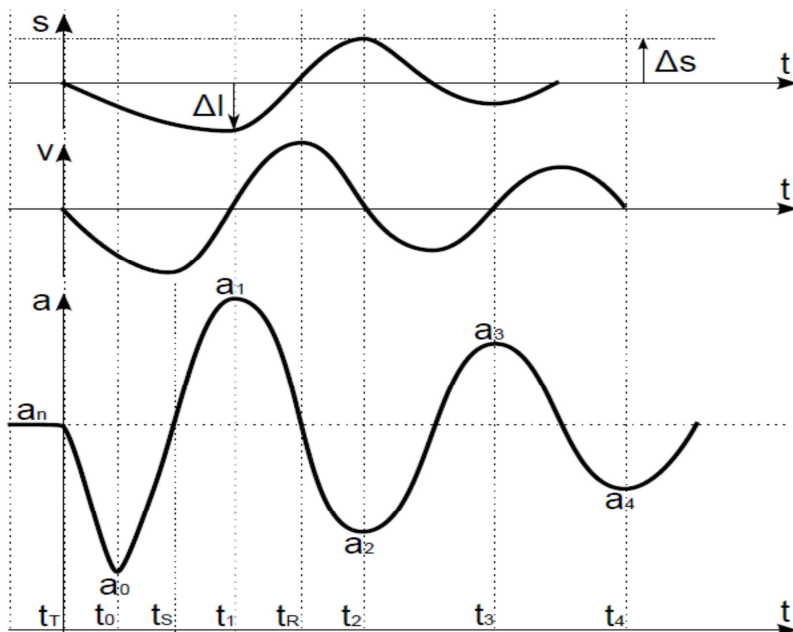
liigesepindade kuju muutused – liigesepilu ahenemisel väheneb sünoviaalvedeliku hulk, mis omakorda soodustab liigesepindade kiiret kulumist.

Teine oluline biomehaaniline seaduspärasus tugineb faktile, et iga kehaosa liikumises ümber liigese telje osalevad samaaegselt vähemalt kaks antagonistlikku lihast – liigutust sooritav agonist ja liigese teljest vastaspool asuv antagonist. Näiteks venitatakse painutajate lühenemisega samaaegselt välja antagonistid (sirutajad). Kuna tegemist on pöörleva liikumisega, tuleb kehaosa pööret põhjustava jõumomendi hindamisel tingimata agonistide tekitatud jõumomendist lahutada antagonistide vastupanu jõumoment, mis otseselt oleneb antagonistlihaste biomehaanilistest omadustest – jäikusest ja elastsusest. Elastsuse halvenemine (logaritmilise dekremendi kasv) avaldab rohkem vastupanu lihase suurematel väljajavenitamise kiirustel.

Müomeetria, erinevalt senistest katsetest mõõta skeetilihaste toonust palpeerimise, lihase väljajavenitamise või tema kõvaduse hindamise kaudu, mõõdab samaaegselt toonust iseloomustavat lihase omavõnkesagedust ja lihase kahte biomehaanilist omadust – jäikust ning elastsust ja viskoelastsetest omadustest roomavust ning mehaanilise pinge relaksatsiooniga. Müomeeter on originaalne seade ja tal ei ole maailmas analooge.

Müomeetri tööprintsip seisneb alljärgnevas. Uuritava skeetilihase nahapinnale asetatakse (või kinnitatakse) müomeetri löökotsik. Kui löökotsik on risti nahapinnaga ja kogu löökotsiku tekitatav raskusjõud on suunatud risti tugipinnaga, tekib erisurve, mis tihendab lihase kohal paiknevad pehmed koed. Tavaliselt on nahaaluste kudede jäikus väiksem kui uuritava skeetilihasel. Järgnevalt lülitub määratud ajavahemikuks tööle elektromagnet, mis tekitab löökotsikuga lühiajalise koedeformatsiooni. Elektromagnetist voolu väljalülitamise tulemusena vabaneb löökotsik kiiresti. Kui uuritav bioloogiline kude on elastne, tekib pärast kiiret vabastamist (voolu katkestamisel müomeetri elektromagnetis) bioloogilise koe ja löökotsiku kustuv võnkumine.

Müomeetri löökotsiku esilekutsutud lokaalne deformatsioon ei ole suur (2–3 mm), kuna müomeetri ajami tekitatud mehaaniline energia on väike ja seda on ka bioloogilist kudet deformeeriv jõud (kuni 0,4 N). Seega võib meetodit ja seadet lugeda mitteinvasiivseks ning mõõtmisprotseduuri korratavaks, sest testimise väikese mehaanilise energia tõttu ei teki bioloogilise koe jääkdeformatsiooni. Seadme konstruktsioon ja juhtimisprogramm võimaldavad korrata mõõtmist sekundiliste intervallide järel. Diagnostilistel eesmärkidel on vajadus võrrelda bioloogilise koe seisundeid näiteks enne ja pärast füsioteraapilist protseduuri, massaaži jne. Sellistel juhtudel on otstarbekas testida enne protseduure mingit lihast ühest punktist näiteks 20 mõõtmisega. Pärast protseduuri korratakse mõõtmisseeriat ja kasutades statistilise andmetöötluse meetodeid, on võimalik hinnata muutuste statistilist usaldatavust kohe pärast mõõtmist.



Joonis 82. Mõõtmisprotsessis müomeetri löökotsiku võnkumise kiirenduse (a), kiiruse (v) ja lihase pinna nullnivoost eemaldumise (s) graafikud.

Kirjeldatud müomeetriga mõõtmisel saadud kiirenduskõver (joonis 82) võimaldab arvutada võnkuma pandud lihasmassi (koos löökotsiku massiga):

- a) omavõnkesageduse  $f$ , mis avaldub võnkeperioodi  $T$  pöördväärtusena

$$f = 1/T [\text{Hz}],$$

- b) dünaamilise jäikuse

$$C = \frac{m_l \cdot a_l}{\Delta l} \left[ \frac{N}{m} \right],$$

milles

$m_l$  – on liikuva osa mass  $[kg]$ ,

$a_1$  – kiirendus ajahetkel, kui löökotsik on uuritavas koes kõige sügavamal  $\left[\frac{m}{s^2}\right]$ ;

c) logaritmilise dekremendi

$$\Theta = \ln\left(\frac{a_1}{a_3}\right);$$

d) koe relaksatsiooniaja  $t_{rel}$ , mille määrame kiirenduse graafikult (joonis 82)

$$t_{rel} = t_2 - t_1.$$

Koe roomavust iseloomustava Deborah' arvu saame valemist

$$D_e = \frac{t_2 - t_1}{t_1 - t_T}.$$

### **Skeletilihase toonuse, biomehaaniliste ja viskoelastsete omaduste mõõtmine**

Skeletilihase toonuse mõõtmine on olnud sajandivanuseks probleemiks. Seni väljatöötatud tonomeetrite põhipuudusteks on olnud mõõtmisprotseduuri kohmakus ja töömahukus. Tonomeetrite konstruktsioon on olnud selline, et mõõtmisprotseduur ise avaldab mõju skeletilihase vereringele, mistõttu oleneb mõõtmistulemus mõõtmise kestvusest. Samuti ei jää sellise mõõtmise korral konstantseks eferentne impulsatsioon kesknärvisüsteemist ja tulemus oleneb jällegi mõõtmisprotseduuri kestvusest. Ka on teada kirjanduse andmetest, et skeletilihase mehaaniliste omaduste heterogeensuse tõttu saame erinevale mehaanilisele mõjustusele erineva vastuse ja Hooke'i seadus siin ei kehti. Seetõttu on üheks lihtsamaks ja perspektiivikamaks toonuse mõõtmise meetodiks



kustuvate võnkumiste meetod. Viimane seisneb järgnevas.

Lihasele kui elastsete-viskoossete omadustega elundile antakse mehaaniline mõjustus doseeritud löögiga. Lihasele vastab sellele kustuva võnkumisega (vt joonist 8.2). Saadud karakteristik sisaldab informatsiooni lihase omavõnkesagedusest (mehaanilise pinge seisund), dempfeeruvusest, roomavusest, pinge relaksatsioonijast ja jäikusest. Niisuguse meetodi korral on aga oluline, et mõõtotaks oleks kogu mõõtmise ajal lihasega kontaktis. Selle saavutamise üheks võimaluseks on kinnitada mõõtotaks mõõtmiskohale kleepainega.

Inimese skeetilihastes pole ühtegi, millel oleks täpselt sama funktsioon. F. P. Kendall kirjutab: “Kui mingi lihas on paralüüeeritud, kannatab kehaosa stabiilsus või läheb kaotsi mingi konkreetne liigutus. Jälgides antud kaotuse toimet, saame kindlaks teha lihase funktsiooni. Kui lihase paralüüs teeb võimatuks testida antud lihast, leiab kinnitust testi tõesus.” Ta jätkab: “Neuromuskulaarsete seisundite diagnoosis on endastmõistetav testida eelistatult üksiklihasid, mitte lihaste rühmi. Perifeeraalnärvi ja närvijuure lesioonide korral võib toimuda funktsiooni kaotus, järgides osalise või täieliku perifeeraalnärvi, ühe või mitme *plexuse* jämeda kiu või spinaalnärvi juure kaasatuse skeemi. Lihaste täielik või osaline paralüüs *anterior poliomyelitis* korral ei järgi näiliselt mingit skeemi, kuna esinev nõrkus on laiguti ja laiaulatuslikul alal. Siiski esineb juhte, mil hoolikas uurimine võimaldab kindlaks teha seljakeeliku kaasatuse taseme.”

Lihaste testimisel on oluline osata eristada lihasrühmas üht lihast teisest ja luua tingimusi, mille täitmisel mõõdetav lihas pingestub. F.P.Kendall toob näite üksikut- ja mitut-liigest ületava lihaste kohta: “Ühe-liigese-lihase toime diferentseerimine mitme-liigese-lihase toimest teostub mitme-liigese-lihase suhtes ebasoodsatel tingimustel. Lihastel, mis ületavad kaks või enam liigest, ei ole piisavat võimet lüheneda selleks, et saavutada üheaegselt kõigi liigeste liikumisulatus. Aktiivsel maksimaalsel võimalikul lühenemisel või olles passiivselt viidud sellesse maksimaalse lühenemise seisundisse, on lihas võimetu aitama kaasa edasisele liikumisele, ehkki liigese liigutuspirkonna võimalused pole ammendatud. Üheks sageli tsiteeritud näiteks on ühe-liigese lihas *m.gluteus maximus* koos kahe-liigese lihase *hamstrings* testimine viimase lühendatud asendis, hoides puusa sirutusel põlve painutatuna.”

### Kasutatud ja lugemiseks soovitatav kirjandus

Athanasίου K. A., Natoli R. M. (2008) Introduction to Continuum Biomechanics. Synthesis lectures on Biomedical Engineering #19. Morgan&Claypool Publishers, University of Connecticut, p. 139

Bizzini M, Mannion AF. (2003) Reliability of a new, hand-held device for assessing skeletal muscle stiffness, *Clin Biomech*, 18: 459–461.

Davidoff R. A. (1992) Skeletal muscle tone and the misunderstood stretch reflex. *Neurology* 42, pp.951-963.

Fung Y. C. (1981) *Biomechanics. Mechanical Properties of Living Tissues.* Springer-Verlag, Berlin, p. 41

Gapeyeva H., Karpova J., Aidla M., Ereline J., Kums T., Pääsuke M., Vain A. (2005) Characteristics of muscle tone, elasticity and stiffness of lower extremities in young ballet dancers in the context of ankle injury prevention. In: Battistella L.R., Imamura M. (Eds) *Proceedings of 3rd World Congress of the International Society of Physical and Rehabilitation Medicine (ISPRM)*, Monduzzi Editore, Bologna, pp. 555-559.

Gubler-Hanna C., Laskin J., Marx B.J., Leonard C.T. (2007) Construct validity of myotonometric measurements of muscle compliance as a measure of strength. *Physiol Meas*, 28: 913-924.

Hashiguchi K. (2009) *Elastoplasticity Theory.* Springer-Verlag, Berlin.

Hein V, Vain A. (1998) Joint mobility and the oscillation characteristics of muscle. *Scand J Med Sci Sports*, 8: 7–13.

Holmberg P., Hiltunen E., Perkiö J. (2007) *Santorius: elusa looduse füüsika.* Kirjastus Ilo, Tallinn

Ivlijeva J. (2004) Study of technology for myometric measurements of biceps brachii muscle with the aim to formulate conditions for guarantering of repeated tests' accuracy. Bachelour thesis. University of Tartu, Tartu (in Russian).

Kendall F. P., Kendall – McCreary E., Provance P. G., Rodgers - McIntyre M. and Romani W. A. (2005), *Muscles Testing and Function with Posture and Pain.* 5<sup>th</sup> Edition, Lippincott Williams & Wilkins.

Kimura K., Watanabe Y., Umeda M., Arima Y., Watsuji T., Shinohara S. (2007) Quantitative analysis of the relation between soft tissue stiffness palpated from the body surface and tissue hemodynamics in the human forearm. *Physiological Measurement*, 28: 1495-1505.

Kingisepp P-H. (2001) *Inimese füsioloogia*, Tartu, AS Atlex, 53-57, 167-175

Korhonen R. K., Vain A., Vanninen E., Viir R. and Jurvelin J. S. (2005) Can mechanical myotonometry or electromyography be used for the prediction of intramuscular pressure? *Physiol Meas*, 26: 1-13.

Mancia G. (1990) Ambulatory blood pressure minitoring: research and clinical application. *J Hypertens Suppl*, 8: S121-124.

Nigg B. M., Herzog W. (1994) Biomechanics of the musculo-skeletal system. John Wiley & Sons Chichester pp. 3-33; 71-74.

Pruul I. (2005) A comparative analysis of myometric parameters when determining the crural amputation line. Bachelour thesis. University of Tartu, Tartu (In Estonian).

Schmid R. F. Thews G. Inimese Füsioloogia, (1997), toimetaja Imelik O., Tartu, lk 505-511.

Stedman's Medical Dictionary (1995). Williams and Wilkins, Baltimore, p. 643

Vain A. (1995) Estimation of the functional state of skeletal muscle. In: Veltink P.H. & Boom H.B.K. (Eds) Control of Ambulation using Functional Neuromuscular Stimulation. Enschede: University of Twente Press, pp. 51-55

Vain A. (2002) Role of skeletal muscle tone and elasticity in the workability restoration of male cross-country skiers. *Acta Academiae Olympique Estoniae*, 10: 95-108

Vain, A. (2006) On the phenomenon of mechanical stress transmission in skeletal muscles. *Acta Academiae Olympiquae Estoniae*, 14: 38-48.

Veldi M, Vasar V, Vain A, Hion T, Kull M. (2000) Computerized endopharyngeal myotonometry (CEM): A new method to evaluate the tissue tone of the soft palate in patients with obstructive sleep apnoea syndrome, *J Sleep Res*, 9: 279–284.

Viir R., Laiho K., Kramarenko J., Mikkelsen M. (2006) Repeatability of trapezius muscle tone assessment by a myometric method. *J Mech Med Biol*, 6: 215-228.

Walsh E. G. (1992) Muscles, masses and motion. Mac Keith, London, pp. 53-55.

Özkaya N., Nordin M. (1999) Fundamentals of Biomechanics: equilibrium, motion, and deformation. 2nd ed. Springer, New York, pp. 4-5.

## 10 Välismiste ja sisemiste jõudude vahekord kehalistel harjutustel

### Üldised mõisted

Väliseid jõude saab liigitada aktiivseteks ja passiivseteks. Selline jaotamine võimaldab biomehaanilisel analüüsil paremini mõista üksikute jõudude füüsikalist sisu.

Aktiivsete välisjõudude all mõistame selliseid jõude, mis mõjutavad kehade liikumist või olekut, vaatamata nende liikumise iseloomule, näiteks raskusjõud (see on alati aktsioon). Passiivsed välisjõud on toereaktsioonid, hõõrdejõud, õhu- ja veetakistusjõud, teiste kehade inertsjõud. Need on sellised jõud, mis mõjutavad liikumist nagu reaktsioon aktsiooni.

### D’Alambert’i printsiip

Klassikalise mehaanika teise põhiseaduse järgi

$$F = m \cdot a$$

Tähistades aktiivsed jõud  $F_a$  ja passiivsed jõud  $F_r$ , võime kirjutada:

$$F = F_a + F_r,$$

$$F_a + F_r = m \cdot a \quad \text{ja}$$

$$F_a + F_r - m \cdot a = 0.$$

Suurust  $-m \cdot a$  tähistatakse meetoodilistel kaalutlustel  $F_{in}$ -ga ja seda nimetatakse masspunkti inertsjõuks.

Inerts on keha omadus osutada vastupanu liikumise iseloomu muutusele.

$$F_{in} = -m \cdot a.$$

Võrrandit võime kirjutada uuel kujul:

$$F_a + F_r + F_{in} = 0.$$

See tähendab, et kui kolm jõudu  $F_a$ ,  $F_r$  ja  $F_{in}$ , oleksid rakendatud masspunktile (nt raskuskese), ei avalda need selle liikumisele mingit mõju, teiste sõnadega moodustavad nad tasakaalustava jõusüsteemi.

Seetõttu võimegi sõnastada D’Alambert’i printsiibi.

Kehale mõjuvad jõud (nii aktiivsed kui ka reaktsioonijõud) moodustavad koos keha inertsjõuga igal ajahetkel tasakaalustava jõusüsteemi.

Masspunkti inertsjõud pole masspunktile tõeliselt rakendatud, vaid on teatav matemaatiline suurus, mille tõlgendamine jõuna võimaldab teist põhiseadust väljendada staatika tasakaalutingimuste eeskujul. See aga laseb dünaamika ülesannete lahendamisel kasutada staatika meetodeid.

Kehaliste harjutuste sooritamisel tuleb arvestada, et mingi massi kiirendamisel lisandub raskusjõule veel inertsjõud ja seetõttu tuleb liigutuste sageduse või iseloomu muutmisel rakendada tunduvalt suuremat lihasjõudu. Teisiti öeldes: kasutades harjutusteks kindla massiga (teatud raskusjõuga) esemeid, saame anda organismile suurema koormuse, kui tõstame harjutuste sooritamise tempot. Nii näiteks ei anna harjutused tõstekangiga, mille kaal moodustab sportlase kaalust 30%, aeglaste harjutuste korral vajalikku koormust, kuid intensiivsete tõstete korral piisava.

Kui masspunktile mõjub mitu aktiivset ja reaktsioonijõudu, siis

$$\sum_{i=1}^n F_i - m \cdot a = 0 .$$

Valemi kuju on ristkoordinaatides järgmine:

$$\sum_{i=1}^n F_{xi} - m \cdot a_x = 0 ;$$

$$\sum_{i=1}^n F_{yi} - m \cdot a_y = 0 ;$$

$$\sum_{i=1}^n F_{zi} - m \cdot a = 0 .$$

Pöörleva liikumise korral

$$\sum_{i=1}^n M_i - I \cdot \varepsilon = 0 .$$

### Jõu mõju risti toe pinnaga läbi keha raskuskeskme

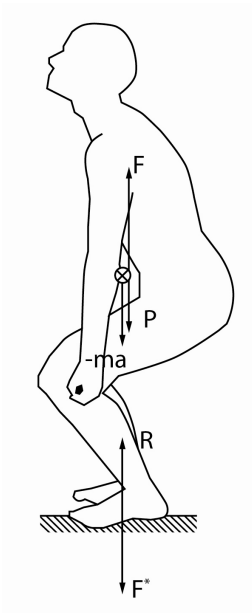
Vaatleme antud juhtumit näite varal (vt joonist 83).

Et jõud  $R$  ja  $F^*$  on võrdse väärtusega ning suunalt vastupidised, annavad nad summas nulli ja jäävad seega edaspidisest vaatlusest välja.

$$F - P - m \cdot a = 0 .$$

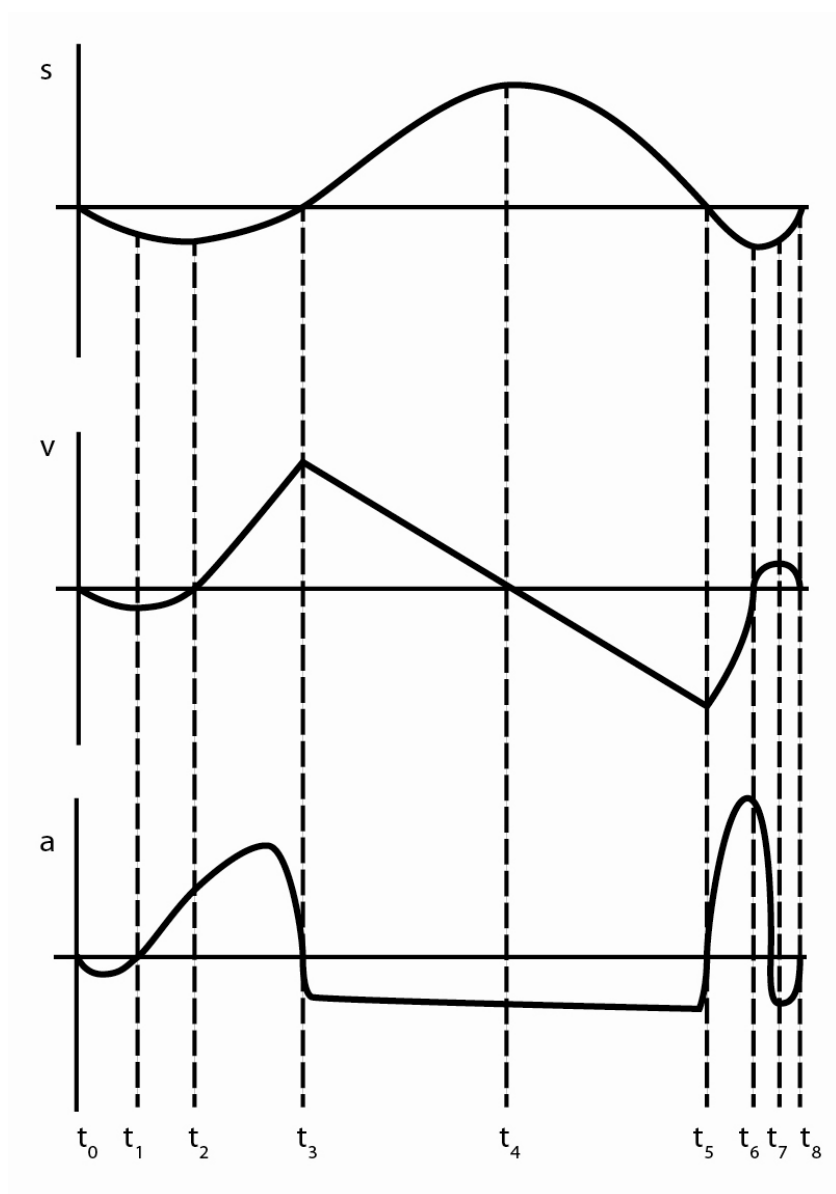
Saamegi avaldada jõudude poolt kehale antud kiirenduse väärtuse:

$$a = \frac{1}{m} (F - P) .$$



Joonis 83. Paigalt üleshüppe sirutusliigutuse ajal tekkivad jõud.

Joonestame tee, kiiruse ja kiirenduse graafikud üleshüppest, mil tõukejõud läbib keha raskuskeset (joonis 84).

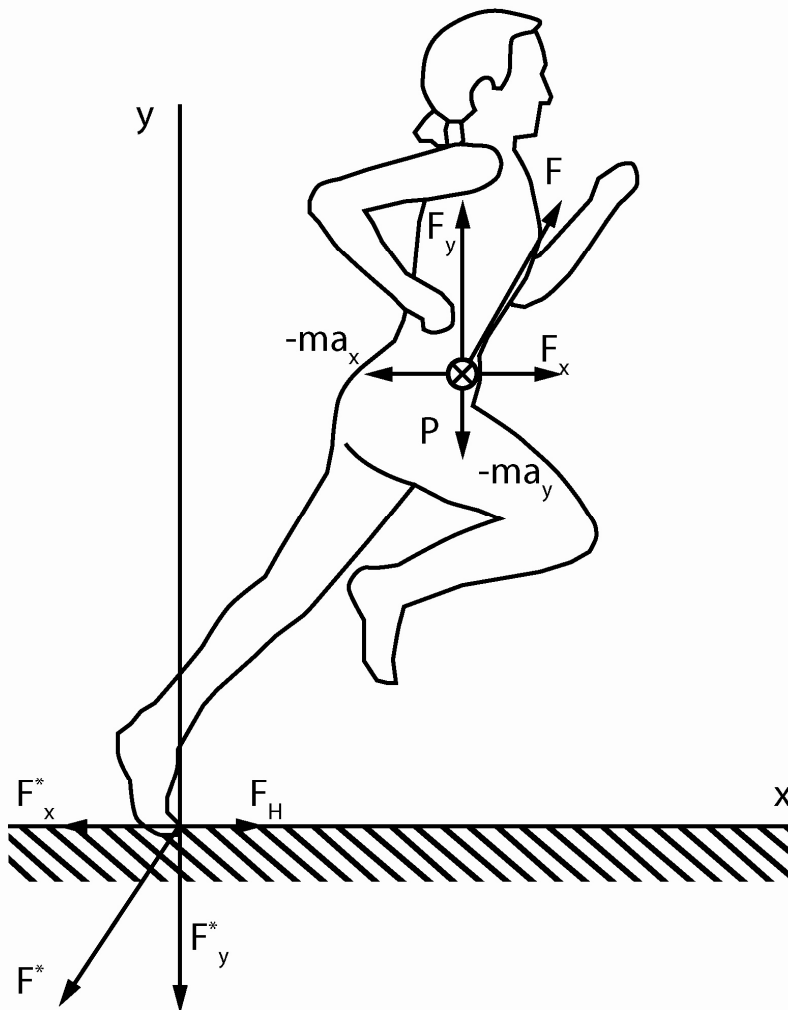


Joonis 84. Keha raskuskeskme trajektoori ( $s$ ), kiiruse ( $v$ ) ja kiirenduse ( $a$ ) muutumine paigalt üleshüppel

### Jõu mõju kaldu toepinnaga

Vaatleme mõjuvaid jõude jooksu momendil, mil tõukejalg lõpetab tõuget (lahkub maapinnalt). Lihtsuse mõttes käsitleme jõude lahutatuna komponentideks kahele ristiseisvale teljele. Erinevalt eelmisest juhust tekib siin alati hõõrdejõud  $F_H$ , mistõttu on tõukejalal võimalik saada tuge tõuke sooritamiseks.

Lisades tegelikele jõududele inertsijõud  $-ma_x$  ja  $-ma_y$ , saame mõlemale teljele jõudude summaks nulli ning võime seda dünaamika ülesannet vaadelda antud hetkel staatika reeglite järgi.



Joonis 85. Jõudude vektorid jooksu äratõuke faasis.



Jõudude projektsioon x-teljele:

$$F_H - F_x^* + F_x - m \cdot a_x = 0 .$$

Et  $F_H = F_x^*$  ,

võime nad edasisest vaatlusest välja jätta ja

$$F_x - m \cdot a_x = 0$$

ning  $a_x = \frac{F_x}{m}$  .

y-telje suhtes saame eelmises punktis vaadeldud juhule analoogse avaldise:

$$R + F_y - F_y^* - P - m \cdot a_y = 0 .$$

Et  $R = F_y^*$  ,

siis  $F_y - P - m \cdot a_y = 0$

ja  $a_y = \frac{F_y - P}{m}$

Kiirenduse komponent  $a_x$  oleneb võrdeliselt jõu komponendist  $F_x$  ning pöördvõrdeliselt massist  $m$ . Kiirenduse komponent  $a_y$  aga sõltub võrdeliselt lihasjõu  $F_y$  ja raskusjõu  $P$  vahest ning pöördvõrdeliselt massist  $m$ .

### **Pöörlev liikumine**

Vaatleme juhtu, mil lihaste jõu  $F$  mõjusirge ei läbi raskuskeset (vt joonist 86). Selline äratõuge on soovitatav juhul, kui sportlane tahab samaaegselt kulgeva liikumisega saada ka pöörlevat liikumist. Translatoorse liikumise kohta suundades  $x$  ja  $y$  kehtivad eespool vaadeldud kiirenduse avaldised. Tuletame valemi nurkkiirenduse arvutamiseks. Täiendavalt on lisandunud pöörlemise inertsjõumoment –  $I \cdot \varepsilon$ . Jõud  $P$  ja  $F_x$  läbivad raskuskeset ega moodusta seetõttu

pöördemomenti raskuskeskme suhtes. Ülejäänud jõudude moodustatud momendid võime välja kirjutada võrrandi kujul:

$$F_y^* \cdot X_s + F_H \cdot h - F_x^* \cdot h - R \cdot X_s - F_y \cdot X - I \cdot \varepsilon = 0$$

Et

$$F_x^* = F_H \quad \text{ja} \quad F_y^* = R,$$

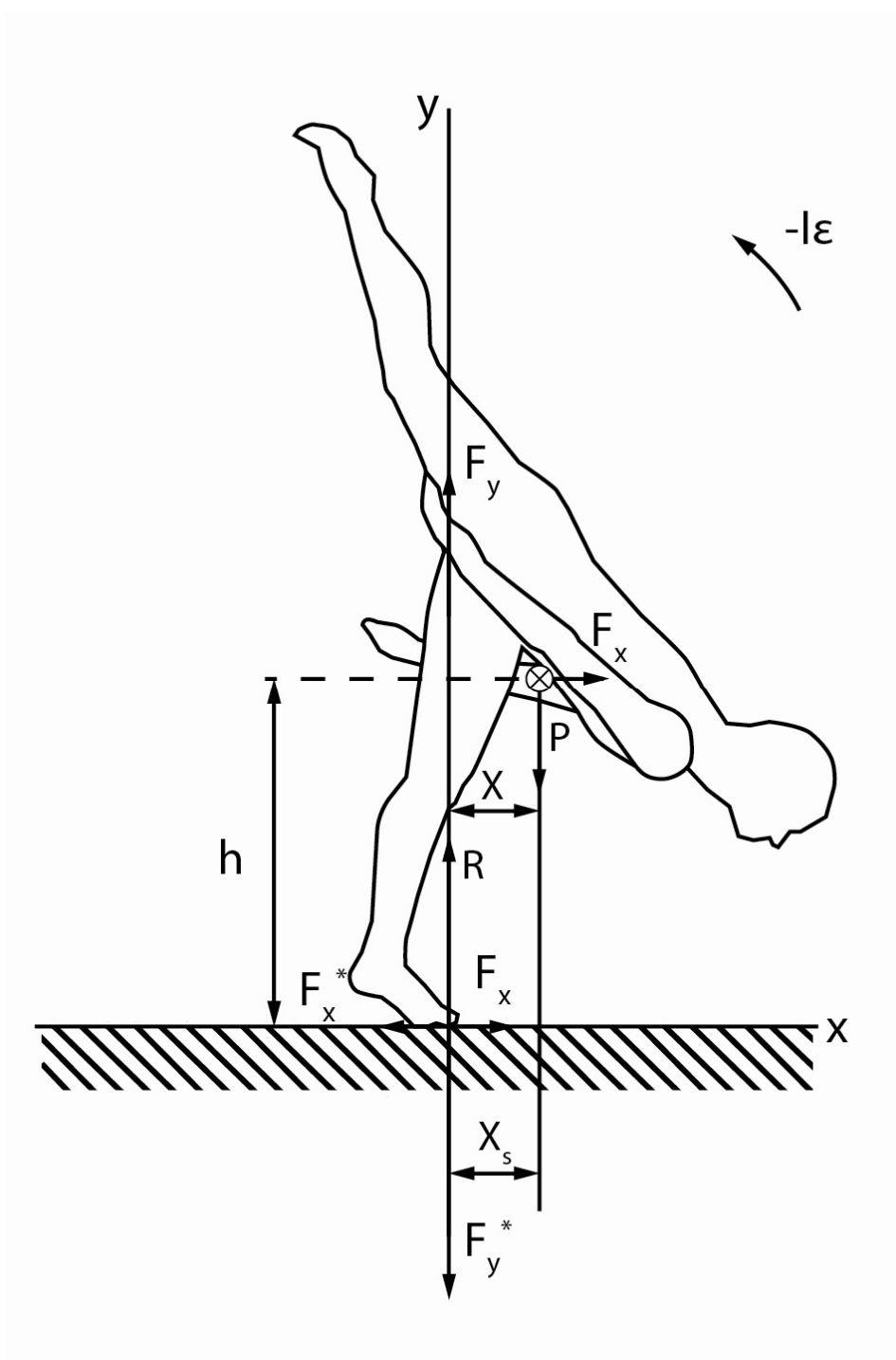
saame

$$-F_y \cdot X - I \cdot \varepsilon = 0$$

ning

$$\varepsilon = -\frac{F_y \cdot X}{I}.$$

Miinusmärk näitab, et pöörlemine kulgeb kellaosuti liikumise suunas. Mida suurem on  $F_y$  või  $X$ , seda suurema nurkkiirenduse  $\varepsilon$  saame, kuna  $I$  on ühe sportlase juures antud juhul praktiliselt konstantne. Et  $F_y$  oleneb lihaste jõust, on tavaliselt kõige parem valida sobiv nurkkiirenduse väärtus vastava kehaasendi valikuga äratõukel. Samaaegselt tuleb silmas pidada asjaolu, et mida suurem on  $\varepsilon$ , seda väiksem on horisontaalkiirus pärast äratõuget.



Joonis 86. Äratõuge sportlase pöörlemiseks ümber frontaaltelje.

## 11 Bioloogiline kokkusobivus

Bioloogiliste materjalide all mõistetakse selliseid kudede koostises olevaid valke, nagu kollageen, elastiin ja keratiin. Tahkete bioloogiliste materjalidena võidakse käsitleda ka luid ja lihaseid. Biomaterjalideks nimetatakse üldiselt kõiki selliseid materjale, mis võivad kontakteeruda inimese või looma kudedega. Paljusid bioloogilisi materjale, nagu kollageen ja elastiin, võib samuti lugeda biomaterjalideks.

Järgnev arutelu on põhiliselt keskendatud nii tahketele bioloogilistele materjalidele kui ka biomaterjalidele. Biomaterjalide füüsikalised ja keemilised omadused on väga olulised ja need eeldavad ka materjalide mitmeid ebatavalisi omadusi. Lisaks struktuursetele (amorfne või kristalliline) ja füüsikalistele omadustele (näiteks kõvadus ja tugevus) tuleb silmas pidada ka bioloogilist kokkusobivust, patsiendi turvalisust ning anatoomilisi ja füsioloogilisi piiranguid. Patsiendi välimustki saab mõjutada ravimenetluse abil. Biomaterjale vajatakse üsna palju ja nendest teatakse mõndagi. Järgnevas tuuakse nende olulisemad omadused.

- Piisav tugevus: hambaplommi kuju ei tohi soojenedes muutuda; tehisliiges püsib paremini paigas, kui selle jäikus on lähedal luule.
- Kõvadus; biomaterjal peab olema kulumiskindel; mõningates rakendustes on vaja ka löökidele head vastupidavust.
- Korrosioonikindlus ja vähene lahustuvus.
- pH võib vastavalt olukorrale muutuda happelisest leeliseliseks.
- Vähene absorptsioonivõime; materjal ei tohi absorbeerida keskkonnast niiskust ega muid aineid.
- Madal soojusjuhtivus; biomaterjalidest ei moodustu soojust hästi juhtivaid kudesid.
- Sobiv soojuspaisumine; hambaplomm ei tohi välja kukkuda sooja ega külma suhu sattumisel.
- Madal elektrijuhtivus; ohuks on elektrolüütiline korrosioon.
- Hea adhesioon parandab implantaatide kinnistumist.
- Sobiv värvus; hambaproteeside esteetiline välimus.
- Lihtsalt käsitletavad ja töödeldavad; polümeerid ei tohi kõvenemisel kuumeneda, paisuda ega kokku tõmbuda.

- Koesõbralikkus.
- Antibakteriogeensus.
- Annavad hea röntgenkontrasti.

Biomaterjal sobib kudedele hästi, kui selle põhjustatud reaktsioonid vastavad haava või luu paranemisreaktsioonidele või kui biomaterjal otseselt aktiveerib kudedes samu paranemisreaktsioone.

Biotehnoloogiliste võtetega püütakse valmistada materjale, millega saaks katta eelnevalt funktsionaalsuse põhimõttel valitud siirikuid ehk *implantaate*.

Biomaterjalide ja kudede vahelised reaktsioonid.

1. Põletikulised reaktsioonid: tavaliselt on eksendaadiga mädane põletik ebameeldiv, kuid põletik võib ka soodustada kokkusobivust. Mõningaid biomaterjale võib vahetult kasutada põletike raviks (bioaktiivsed klaasid).
2. Võõrkehareaktsioonid ehk hülgamisreaktsioonid, mille mõjul tekivad makrofaagid, mis püüavad hävitada implantaati.
3. Biomaterjalide lagunemine: traditsiooniliselt on püüeldud selle poole, et implantaadid (näiteks liigesed) tingimata ei laguneks ega loovutaks kudedele ka oma ainet. Praegusel ajal võib lahustuvus olla soovitatav (näiteks bioaktiivsed klaasid luude kokkukasvamisel) või isegi biomaterjalide kasutamise peamiseks eesmärgiks (ravimivormid, rasestumisvastased kapslid).
4. Korrosioon, mille tulemusena kanduvad implantaadist ained üle kudedesse ja implantaat minetab oma esialgse toiminguvõime.
5. Koe spetsiifiline induktsioon ehk kudedele omane liitumine üksteisega.

Biomaterjalid on kasutusel üsna erinevate kudede juures, nagu luud, kõõlused, kõhred, nahk, lihased, närvikude, maks, põrn, neerud jms. Nad on kontaktis nii rakkudega kui ka rakkudevahelise vedelikuga. Kuigi tingimused on üsna erinevad näiteks ionide sisalduse või pH suhtes, ei tohi korrosiooniproduktid kunagi olla mürgised, toksilised. Koetolerantsiks nimetatakse omadusi, mis näitavad, millist reaktsiooni või ärritust implanteeritud keha koes põhjustab. Need omadused võivad olla järgmised:

- 1) soovitatav lagunemine ja materjali asendumine kudedes; bioaktiivne klaas;
- 2) mõõdukas reaktsioon (liitumine kudedega); sidekoestumine (tselluloos, polüvinüül, alkohol, bioaktiivne klaas);
- 3) ei ärrita ega põhjusta nakkust (teflon, dakron);

4) ärritus, mis põhjustab koereaktsiooni ja halvimal juhul rakkude hävimise (teatud polümeerid);

5) tugev ärritus ja põletik, mis põhjustavad koereaktsiooni (talk, tärklis, kolloidne räni või kvarts).

Biomaterjalide ja kudede vahelist vastastikmõju võib hinnata ka toksilisuse (mürgisuse) alusel:

1) toksiline – koed kalduvad hävima;

2) mittetoksiline ja passiivne – koed kalduvad seda isoleerima, kapseldama;

3) mittetoksiline ja lagunev – kõrvaldatakse ümbritsevate kudede poolt (haavaniidid, polümeerkruvid);

4) mittetoksiline ja bioloogiliselt aktiivne – algul reageerib kude implantaadi pinnakihi ja lõpuks püüab seda täielikult asendada.

### **Terminised omadused**

Temperatuurimuutused võivad suus olla suurusjärgus 60–70 kraadi Celsiust, mistõttu soojuspaisumise ja -juhtivusega seotud nähtused on suus üsna olulised. Biomaterjalide valikul tuleb muude omaduste kõrval silmas pidada nende võimalikult head terminist kokkusobivust hambaluuga. Mõned plastmassid eraldavad kõvenedes soojust, mis võib piirata nende kasutusvõimalusi.

### **Korrosioon**

Kudedes valitsevad tingimused on soodsad korrosioonile, mis püüab muuta ja kahjustada tahkeid aineid. Korrosiooni võib jagada kahte rühma: keemiline ja elektrolüütiline korrosioon. Keemilise korrosiooni all mõeldakse metallide ja mittemetallide (halogeenid, happed, väävel) ühendite tekkimist. Keemiline korrosioon piirdub üldiselt keha pinna värvumisega. See võib mõnikord olla isegi kaitseks, kuid ka märgiks jätkuvale korrosioonile. Hamba amalgaam-plommi tumeda värvuse põhjustab hõbeda ja väävli moodustatud hõbedasulfiid ( $\text{Ag}_2\text{S}$ ).

Elektrolüütilisel korrosioonil toimub metallide muundumine elektrolüüsiga, kui sel on kalduvus ioniseerida. Selle jaotumine ioonideks jätkub seni, kuni on saavutatud tasakaal metalli lahustumisrõhu ja elektrolüüdi osmootse rõhu vahel. Metall ja elektrolüüdi kokkupuutes tekib potentsiaalide vahe.

Metalle, millel on väike lahustuvus, nimetatakse väärismetallideks, aga kui lahustuvus on suur, siis mitteväärismetallideks. Kui lahustumisrõhk on suurem kui vastumõjuv osmootne rõhk, eraldub positiivseid ioone rohkem, kui neid lahusest tagasi pöördub. Selle tulemusena osutub metall lahuse suhtes negatiivselt laetuks. See on iseloomulik mitteväärismetallidele. Kui lahustumisrõhk on väiksem kui osmootne rõhk, tuleb lahusest positiivseid ioone rohkem, kui neid lahusesse

siirdub. Selle tulemusena osutub metall lahuse suhtes positiivselt laetuks. Nii on see väärismetallidel. Kui samas elektrolüüdis on kaks erinevast metallist elektroodi, tekib tasakaal elektrolüüdi ja mõlema metalli vahel, kui metallid ei ole omavahel kontaktis ehk kui vooluring on avatud. Kui vooluring juhtmega sulgeda, kulgeb vooluringis potentsiaalide vahe tekitatud elektrivool, mis püüab elektrootide laengut neutraliseerida. Sel juhul jätkub ka ionide liikumine elektrootidele.

Näide suugalvanismist. Suus toimib sülg elektrolüüdina ja koed on kui välist vooluringi ühendavad elektrijuhtmed. Suus võib moodustuda niinimetatud galvaaniline element, kui suus on kaks metallpinda, kus mitteväärismetall (anood) lahustub ja eraldab ioone, mis ladestuvad väärismetalli pinnale või satuvad sülje või toidu sisse. Au-Ag paari vaheline pinge võib olla umbes 0,5 V ja voolutugevus umbes 0,5–1,0  $\mu\text{A}$ . Vool võib hetketi olla palju suurem, kui metallid puudutavad teineteist; galvaaniline šokk tundub terava valuna. Eriline plomm võib kahe elektrolüüdi, sülje ja koevedelikuga moodustada elektrivooluallika.

Plommi pealispind (palju hapet; väärismetall) ja peidus olev sisepind (vähe hapet; mitteväärismetall) võivad moodustada elektrivooluallika. Sel juhul tekib sisepinnast sööbiv anood. Plommi ja hamba vahel olev võimalik pragu täitub korrosiooniproduktidega. Halb suuhügieen võib soodustada ka elektrivooluallika teket. Kui plommi üks koht on kaetud ja teine puhas, on elektrolüüdi kontsentratsioon neis kohtades erinev ja tekib niinimetatud kontsentratsiooni-element ehk -vooluallikas. Selgi juhul tekib elektrivool ja selle tulemusena korrosioon.

Galvaanielementide teket põhjustavad:

- metallipinna võimalik heterogeensus;
- metalliühendite mittehomogeensus;
- mustus plommi piiril;
- karastumise tulemusena tekkinud sulgused.

Pingekorrosioonielement (vooluallikas) tekib siis, kui metalli pinnal on pingelang. Suurema pingega osa käitub mitteväärismetallina ja toimib sööbiva osapoolena. Pingeid võivad põhjustada hambaploomi valmistamise kõrval ka painutused või mõnel juhul isegi pinna lihvimine, kuigi üldiselt mõjub see teises suunas ja näiteks amalgaami korral isegi vähendab korrosiooni.

Korrosiooni tõttu suus lahustunud metallid jõuavad toidumassi. Mõned metallid on ise mürgised, teised võivad moodustada sülje ja seedenõredega mürgiseid ühendeid.

## **Biomaterjalide liigitamine**

Biomaterjale võib jaotada näiteks järgmiselt:

- 1) metallid;
- 2) polümeerid, hüdrogeelid;
- 3) kiudkõvendatud materjalid;
- 4) keraamika, klaasid ja klaaskeraamika;
- 5) looduslikud materjalid (bioloogilised materjalid).

Materjale võib jaotada ka nende püsivuse, aktiivsuse ja kasutamisotstarbe järgi:

- 1) püsivad, inertsed materjalid;
- 2) bioresorptiivsed ja bioerosiitiiivsed materjalid;
- 3) kõvendatud komposiit – süsinikukiud, polümeerkiud, keraamika, klaasid;
- 4) õhukesed kaitsekiled, kattmaterjalid, kiud;
- 5) bioloogiliselt aktiivsed materjalid.

## **Metallid**

Metallid on põhiliselt implantaatide materjaliks, mida on juba pikka aega kasutatud hammaste parandamisel ja tehisliigeste (proteeside) valmistamisel. Järgnevalt mõned näited metallilistest biomaterjalidest.

## **Roostevaba teras**

Biomaterjalidena kasutatakse umbes 20 erinevat teraseliiki. Terases süsinikusisaldus on alla 1,7%. Tänu kroomile moodustub terase pinnal õhuke oksiidikiht, mis kaitseb detaili korrosiooni eest. Nikli ja molübdeeni lisamisega võib parandada pinna vastupidavust korrosioonile.

Terasest võib kudedesse aja jooksul lahustuda mitmeid metalle, sh rauda, kroomi, niklit ja molübdeeni, aga ka muid seoseaineid ja lisandeid. Terasid püütakse kasutada sellistes kohtades, kus need teatud aja möödudes kudedes lahustuksidki. Enim kasutatakse terast fiksaatorina luumurdude ravis, kus see võib olla plaadi-, naela-, traadi- ja võrgukujuline. Vähenemas on terase kasutamine liigestes. Terasi kasutatakse seal, kus implantaat peab taluma suuri koormusi. Seejuures on nii



teraste kui ka muude metalliliste implantaatide nõrkuseks nende vähene vastupidavus (väsimusvastupidavus on umbes 350 – 400 MPa).

Teraste vastupidavus korrosioonile, võrreldes koobalti- ja titaaniühenditega, on halvem, kuigi terase pinnal tekib 1...5 nm paksune passiivne oksiidikiht, mis pinda kaitseb. Kui kiht on aga mõra kohal, võib tulemuseks olla lokaalne korrosioon.

### **Titaan**

Titaani sisaldavates implantaatides on metalli tavaliselt üle 90%. Kasutatava titaani pikipinget on 850–900 MPa ja väsimustugevus umbes 500–650 MPa  $10^7$  tsükliliselt. Elastsusmoodul on umbes 110 MPa (pool terase vastavast väärtusest), mis tagab ümbritsevale luule koormuse ühtlasema jaotuse. Titaani tsirkoonium- ja nioobiumühendites saavutatakse elastsusmooduli vähenemine kuni 65–80 MPa-ni. Titaani tihedus ( $4,51 \text{ kg/dm}^3$ ) on võrreldes muude metallidega väike, mis teeb titaani-implantaadid kergeks. Titaani korrosioonivastupidavus on parem kui terasel. Titaan on koesõbralik metall, kuid mitte osteoinduktiivne (luu kasvu aktiveeriv). Pehmuse tõttu kulub titaan kergesti.

### **Koobalt**

Koobaltiühendid sisaldavad üldiselt 30–60% koobaltit ja umbes 20–30% kroomi (CoCr ühendid). Molübdeeni lisamisel saab valmistada valatavaid ühendeid. Molübdeeni ja nikli lisamisel saadakse sepiatavaid ühendeid. Neid mõlemaid kasutatakse põlve- ja puusaliigeste proteeside valmistamisel.

Valatud koobaltiühendite tõmbepinget on umbes 500–550 MPa ja sepiatud ühenditel juba 1200–1300 MPa. Makrostruktuur mõjutab suuresti tõmbe-tugevust ja pikipinget. Koobaltiühendite elastsusmoodul on üldiselt umbes 200–300 MPa. Ühenditel on hea korrosioonivastupidavus.

### **Polümeerid**

Plastmasse kasutatakse tänapäeval väga erinevate inimkeha „varuosade“ valmistamiseks, seda nii pehmete kudede (veresooneid, tehissüda) kui ka luude ühenduste (liigesed) asendajatena.

Hüdrogeelid on samuti polümeerid. Ristisildse struktuuri tõttu lasevad need vett läbi ja koguvad ka ise kudedest vastava hulga vett, mis põhjustab materjali tursumise (geeliks muutumise). Tüüpilisteks hüdrogeelideks on näiteks tselluloosiderivaadid, polüvinüülalkohol ja polü-N-vinüül-2-pürrolidoon. Hüdrogeele sobib muuhulgas kasutada kontaktläätsete ja haavaplaastrite valmistamiseks.

Komposiitmaterjalideks nimetatakse materjale, milles kasutatakse tõeliste implantaatmaterjalide omaduste parandamiseks veel tugevdusmaterjale, milleks on sageli polümeerid ja komposiitideks näiteks klaasi-, süsiniku- või polümeerikiud. Õigesti valitud, paigutatud ja suunatud komposiitidega võib plastmassi tugevuse lähendada metalli tugevusele.

Bioresorptiivseteks ja bioerosiotiivseteks materjalideks nimetatakse lühiaegseks vajaduseks kasutatavaid polümeere. Sellised materjalid on muuhulgas õmblusniidid ja muud ortopeedilised kinnitusvahendid. Bioerosiotiivsed polümeerid lagunevad kudedes iseenesest, kuna bioresorptiivseid polümeere püüavad lagundada koed.

### **Klaasid, keraamika ja klaaskeraamika**

Klaasid, keraamika ja klaaskeraamika on tüüpilised oksiidklaasid, mille omadusi saab suurel määral muuta nende erinevate komponentide suhetega. Nende materjalide hulka kuuluvad nii tavalised prilliklaasid ja hambaproteesid kui ka uued bioaktiivsed klaasid. Viimati mainitud materjalid moodustavad soovitud seoseid nii luukudedele kui ka pehmete kudede. Järgnevalt on määratletud viisid, mil moel biomaterjalid ja koed omavahel kinnituvad.

1. Morfoloogiline kinnitus: a) press fit = implantaat on just täpselt talle ettenähtud ruumi suurune või b) täieliku sobivuse saavutamiseks kasutatakse akrüülipõhiseid täitematerjale (tsementi).
2. Bioloogiline kinnitus: kudede vastu viidav bioloogilise materjali pind tehakse karedaks näiteks liivapritsiaga. Bioloogiline kude on aktiivne ja kasvab kinni kontaktpinnaga.
3. Bioaktiivne kinnitus: biomaterjal reageerib peremeeskoega keemiliselt nii, et need moodustavad keemilise sideme.

Edasi võib luu kasvu juures rääkida nii luudele lähedastest materjalidest, mis ei sega luu kasvu, kui ka luu kasvu soodustavatest materjalidest.

Bioaktiivsed materjalid on järgmised:

- kaltsiumfosfaatkeraamika ehk apatiit ning trikaltsiumfosfaat, brusiit ( $\alpha$  ja  $\beta$ ) ja hüdroksiapatiit (HA) üldiselt ei veeldu, kuid võivad muutuda rabedaks ja eemalduda;
- klaaskeraamika – AW ehk apatiit – vollastoniit, mis on tahked, kuid aktiivsed ained ja üldjuhul amorfid;
- bioaktiivsed klaasid.

Bioaktiivsetele klaasidele on iseloomulik tugev side kudede ja klaasi vahel. See võib olla mitmete keemiliste reaktsioonide tulemus. Sellised reaktsioonid on

näiteks klaasvõrgu lagunemine, difusioon klaasist kudedesse, räni sisaldavate kihtide repolümeriseerumine ränigeeliks või amorfse kaltsiumfosfaadi sidumine ränigeeliga. Klaaside bioaktiivsus tuleneb nende madalast SiO<sub>2</sub> sisaldusest. Kui see tavalistes klaasides on umbes 70%, siis osteoproduktiivsetes klaasides 52–56% ja osteokonduktiivsetes klaasides 56–60% (nende abil on võimalik juhtida luu kasvu).

Klaasist ja keraamikast saab valmistada näiteks lapikesi, kiude ja mikropalle. Üldiseks kasutusel on luuvigastuste parandamine, kuid võimalik on muudegi koevigastuste ravi. Kui pallikesed või lapikesed küllastada ravimi või radioaktiivse ainega, saab ravi suunata kindlale elundile, näiteks maksale.

### **Kiled ja katted**

Kuna implantaatmaterjalide pinnad on üldiselt võtmetähtsusega, määramaks ainete bioühthesobivust, on palju tähelepanu pööratud implantaatide pinna uurimisele. Keemiliselt aktiivset pinda saab tekitada seda söövitades ja karendades. Pinna libedust võib omakorda parandada plasmamenetluse või hüdrogeeli- ja polümeerikatetega. Pinna elektrilisi omadusi võib muuta plasmakatete või eriliste isolaator- või elektrijuhtkihtidega. Vastupidavust korrosioonile saab tõsta, implanteerides pinda teatud ioone.

Rakkude adhesiooni ja kasvupinda saab mõjutada plasmakatete (atsetooni- või metanoolikile) või fluoropolümeerikatetega. Proteiini adsorptsiooni võib mõjutada polüetüleenglükooli-katetega. Bioühthesobivust verrega võib parandada näiteks fluoropolümeeri- või siloksaanpolümeeri-plasmakatete või silikooni sisaldavate polümeeride abil.

### **Looduslikud materjalid**

Bioloogilisi materjale võib nimetada ka biomaterjalideks. Need on näiteks siid, keratiin, kollageen, želatiin või tselluloos. Eriti head biomaterjalid on sellised, mida organism ise valmistab. Inimese kollageeni saab transgeneetiliselt valmistada loomades.

### **Kudede ja implantaatmaterjali vastastikmõju ja kokkukasv**

Biomaterjalide arengu alguses üritati luua võimalikult inertseid materjale, mis ei reageeriks vastastikmõjul kudede ega koevedelikuga. Seega püüti minimeerida nii biomaterjalide keemilisi muutusi kui ka nende tekitatud põletikulisi reaktsioone. Biomaterjalide valiku uuema aja arengutes on vastupidi tahetud luua materjale, mis toimiksid ühistöös kudedega. Biomaterjalidelt tuleb nõuda antud tingimuste säilimisele (pH, ioonne keskkond, makrofaagid) lisaks ka selle töö tegemist, milleks on nad implanteeritud.

Vastastikmõju mehhanismi järgi võib materjale jagada toksilisteks (ei kõlba biomaterjalideks), inertseteks, pindreaktiivseteks ja resorbeeruvateks (lagunevateks). Pindaktiivsed materjalid seostuvad kudedega. Resorbeeruvad materjalid reageerivad kudedega keemiliselt ja koed utiliseerivad neid.

Kokkupuutes kudedega võivad biomaterjalid tekitada võõrkehavastase reaktsioonina põletiku näiteks siis, kui biomaterjal kapseldub või resorbeerub. Olukorrast sõltuvalt võivad reaktsioonid olla soovitud või soovimatud. Soovimatut mädast põletikku saab pidurdada õmblusmaterjaliga, mis käivitab haava paranemist kiirendava põletikureaktsiooni. Kui võõrast eset ei õnnestu resorbeerida, võidakse püüda seda kapseldada. Pidurduskapslite ja ravimitega üritatakse juhtida resorbeerumisreaktsioone, kuid näiteks liigeseimplantaadi korral tuleks sellele resorptsioonile vastu seista. Bioaktiivsest klaasist moodustub implantaadi pinnale fosfaadi ja kaltsiumi kiht, mis soodustab rakkude kasvu, ja bioaktiivne klaas luustub vähehaaval.

Lisaks biomaterjalide varem kirjeldatud omadustele võiks neilt nõuda veel väikest soojus- ja elektrijuhtivust, sobivat soojuspaisumist ja värvust. Peale selle väärivad tähelepanu ka anatoomilised ja füsioloogilised piirangud ning patsientide turvalisus. Ka implanteeritava keha morfoloogia (näiteks poorsus) mõjutab selle vastastikuseid reaktsioone kudedega. Soovitud vastastikmõju saamiseks võidakse implantaat katta sobiva ainega, näiteks hüdroksiapatiidiga.

### **Kasutatud ja lugemiseks soovitatav kirjandus**

Holmberg P., Hiltunen E., Perkiö J. Santorius: elusa looduse füüsika. Kirjastus Ilo, Tallinn. 2007, lk. 174-176, 200-203 ja 2009-218.

### **Mehaaniline kohandumus**

Murdunud luu paraneb, kuid mõnikord ei pruugi luuosad asuda samas konfiguratsioonis. Arstid on aga märganud, et paraneval luul on kombeks ise sirgeneda. Selle käigus peab materjali eemaldama kumeralt küljelt, kus on ülekaalus tõmbepinged, ning lisama nõgusale küljele, kus on ülekaalus survepinged.

Frost (1964) arvas, et seda nähtust mõjutavad tangentsiaalne luuseina pinge ja luupinna kumerusele avalduva koormuse efekt. Ta pakkus välja üldise reegli:

Suurenenud pinna kumerus – osteoklastide ehk luukudet eemaldavate luurakkude aktiivsus.

Vähenenud pinna kumerus – osteoblastide ehk luukudet ülesehitavate rakkude aktiivsus.

Arvatakse, et luu koormus on oluline mehaaniline muutuja luu ehitusel ja ümberehitusel. Koormusel on mitmeid aspekte, mis võivad olla olulised:

- koormusrežiim;
- koormuse suund;
- koormuse kiirus;
- koormuse sagedus;
- koormuse jaotus;
- koormuse energia.

### **Koormusrežiim**

On tõendeid, et mõlemad koormuse liigid (surve ja tõmme) stimuleerivad luu teket (Lanyon, 1974; Pauwels, 1980). Nende kahe režiimi suhtelist olulisust veel ei mõisteta. Suurim luutihedus ilmneb tavaliselt luuümbrises, mida survestatakse, viidates sellele, et surve on olulisem mõjutegur.

### **Koormuse suund**

On tõendeid, et osteonid mõjuvad paremini, olles orienteeritud peamise surve suunas (Lanyon ja Bourn, 1979), kuid nihkejõudude režiimis on nad nõrgad.

### **Koormuse kiirus**

Koormamise kiirus on oluline muutuja luu reageerimisel koormusele ja pingele. Koormust võib tekitada nii staatiliselt kui ka dünaamiliselt. Kui olulised oleksid ainult suurus ja suund, toimiksid staatiline ja dünaamiline koormus luule ühtmoodi. On aga dokumenteeritud (Liskova, 1965), et staatilise ja dünaamilise koormamise mõju on luule erinev. Luu loomine toimub reaktsioonina vahelduvale koormusele, kusjuures oluline on koormamise kiirus. Pidev staatiline koormamine viib luu imendumiseni plinkkoes ja suurenenud poorsuseni käsnkoes (Lanyon ja Rubin, 1984). Samas näitavad mõned uuringud, et pidev staatilise ja dünaamilise koormuse kooslus võib esile kutsuda suurenenud luu moodustumist (Storey ja Feik, 1982).

## Koormamise sagedus

Korduv luu koormamine soodustab luu moodustumist. Veel pole aga määratud, kas on olemas optimaalset sagedusvahemikku maksimaalseks luu moodustuseks. Küll on tõendeid, et koormamine löökide abil on luu kasvule mõjuvam. Noortel võimlejalatel on luude mineraalne tihedus suurem kui noortel ujujatel. Üks suuremaid erinevusi nende kahe tegevuse puhul on välisjõudude sagedus. Võimlejad kogevad kõrgema sagedusega jõude, kui on tüüpilised ujumisel mõjuvad jõud. Suurem välisjõudude koormamise kiirus võib anda luude koormamise kõrgema intensiivsuse, mis omakorda võib põhjustada luudes suurema mineraalse tiheduse.

## Koormamise jaotus

Luu moodustumist esilekutsuv vajalik koormise stiimul sõltub koormamise jaotusest. Mida rohkem erineb luu koormamine tavalisest koormuse jaotusest, seda väiksem jõud võib esile kutsuda luu moodustumise.

## Koormamise energia

Koormamise energia on skalaarne suurus ning seetõttu vähem informatiivne kui pinge. Koormamise energia mõju luu moodustumisele ei ole veel selge. On aga pakutud, et vastav suurus võib olla luu tihedust määrav faktor (Carter et al., 1987; Whalen et al., 1987).

## Ligamentide morfoloogia ja histoloogia

### Morfoloogia ja funktsioon

Sõna *ligament* tuleneb ladinakeelsest sõnast *ligare*, mis tähendab siduma. Ligamendid koosnevad elastiini ja kollageeni kiududest ning ühendavad ühe liigendluu teisega üle liigese. Ligamentide põhiülesannete hulka kuuluvad

- liigendluude ühendamine üksteisega üle liigese;
- liigese liikumise suunamine;
- liigese kokkuhoiduvuse säilitamine;
- võimalik, et ka toimimine liigese asendi fikseerijana või surve sensorina.

Kollageen on ligamentides peamine proteiin. See esineb peamiselt kiulisel kujul ja on orienteeritud vastukaaluks tõmbejõududele. Kollageeni hierarhiline struktuur ligamentides koosneb kiududest, fibrillidest, subfibrillidest, mikrofibrillidest ja tropokollageenist. Umbes 1,5 nanomeetrise (nm) diameetriga tropokollageeni molekulid koonduvad viiestesse gruppidesse, moodustades umbes 3,5 nm-se

diameetriga mikrofibrille. Mikrofibrillid grupeeruvad subfibrillidesse ja need omakorda fibrillidesse, mille diameeter on hinnanguliselt 50–500 nm ning perioodilisus 64 nm. Kiud on fibrillide kogumid, diameetriga 50–300  $\mu\text{m}$ , olles kollageeni hierarhia väiksemad ühikud, mida on võimalik näha ka lihtsa mikroskoobiga. Kiududel on lainjad looked amplituudide vahel 50  $\mu\text{m}$ . Loogete periood vaheldub aga ligamendi piires tugevasti, kusjuures kiud võivad, kuid ei pruugi koonduda kimpudeks.

Ligamendi pind – epiligament – ümbritseb ligamenti lõdva kattena. Selle kollageeni fibrillid on diameetrilt väiksemad kui ligamendi keskel ning on orienteerunud paljudes suundades. Epiligament sisaldab arvukaid rakutüüpe. Nendel rakkudel on suurem vohamisvõime kui kesksel rakkudel. Epiligamendi funktsiooniks on kaitsta ligamendi sisematerjali kulumise eest, toetada neurovaskulaarset süsteemi, kontrollida vee ja ainevahetuse voogu ning võimalik, et ka toimida kaitsekestana rakkudele ja veresoontele nende kasvu ajal ning paranemisel.

Luusse siseneva ligamendi struktuur erineb keskse materjali omast ja need ligamendid on otsesed või kaudsed:

1. Otsesed ligamendid suubuvad otse luusse. Sel juhul sisaldavad ligamendi suudmed nelja erinevat rakutsooni, mis asuvad üksteisest umbes 1 mm kaugusel. Esimeseks tsooniks on normaalne ligamendi keskne aine, korrastatud paralleelsete kollageenikimpudega, mõninga elastiiniga ja pikkade fibroblastidega. Teine tsoon koosneb mineraliseerumata kõhrest, milles rakkude arv kasvab, nende kuju muutub munajaks, suureneb ja rakud paiknevad ridades. Kollageeni fibrillid ulatuvad sellesse regiooni. Kolmandat tsooni iseloomustab mineraliseerunud kõhr ja see on selgesti eristatav eelmisest tsoonist lainja tumeda joone abil. Rakkude vorm jääb samaks kui teises tsoonis, aga ilmuvad mineraalsed kristallid, mis on koondunud. Neljandas tsoonis läheb ligamendi kollageen üle luu kollageeniks. Nende tsoonide paksus sõltub koest ja vanusest.

2. Kaudne sisenemine leiab aset, kui ligament suubub ajutiselt kasvu ja arengu vältel periosti, mis on omakorda ühendatud luuga.

Arvatakse, et ligamentide suudmete morfoloogia ja mehaanilised omadused muutuvad järk-järgult. Luu lähedal on suue mehaaniliselt jäigem kui ligamendi materjal. Selline jäikuse suurenemine võib vähendada pingete koondumisi ja vähendada rebenemise riski.

## Närvid

Veel pole täpselt selge, mis ülesanne on ligamentides närvidel. On spekulieritud, et need võimaldavad määrata liigese asendit, jälgida ligamentide pinget ja terviklikkust ning algatada kaitsereflekse. Mõningad uurijad on arvamusel, et

ligamentide närvide stimulatsioon tekitab lihaste aktiivsust (Sojka et al., 1989; Barrack ja Skinner, 1990; Kraupse et al., 1992). Põlveliigeses on määratud kaks gruppi närve – eesmised ja tagumised. Need närvid reageerivad kogu liigese liikumise ulatuses nii aktiivsetele kui ka passiivsetele liigutustele. Suurim reaktsioon toimub põlve liikumise äärmistes asendites, mis võivad hoiatada vigastuste eest. Nende retseptorite eksperimentaalne stimulatsioon tekitab ümbritsevates lihastes refleksi aktivatsiooni (Adams, 1977; Kennedy et al., 1982).

## **Veresooned**

Epiligamendis asub peente veresoonte võrgustik. Mõned neist tungivad ligamendi sisse ning kulgevad kollageeni kimpude vahel. Ligamentide suudmed on aga verrega halvasti varustatud. Küll varustatakse verrega fibroblaste, mis on seetõttu ainevahetuslikult aktiivsed.

## **Histoloogia**

Terve ligament näeb välja nagu lihtne homogeenest koest valge lint, kuid on tegelikult väga keeruline ja dünaamiline, koosnedes väikesest arvust rakkudest kollageenses maatriksis.

## **Rakud**

### **Fibroblastid**

Ligamendi rakke nimetatakse fibroblastideks, mis ei ole koes ühesugused, vaid erinevad nii suuruses, kujus, orientatsioonis kui ka tiheduses. Nende kuju on harilikult munajas või nõeljas ning nad on tavaliselt orienteeritud piki ligamendi keha. Nii ainevahetuslikud kui ka histoloogilised eksperimendid viitavad, et ligamendis võib olla mitut alamtüüpi fibroblaste (Frank ja Hart, 1990).

Fibroblastid vastutavad ligamendi maatriksi sünteesi ja lagundamise eest erinevate stiimulite mõjul. Eeldatavasti ennetavad või parandavad nad juba tekkinud mikroskoopilisi kahjustusi. Seega on fibroblastid, vaatamata oma suhtelisele vähesusele, üliolulised ligamentide hetkeseisundi säilitamisel.

### **Maatriks**

Maatriks hõlmab terve ligamendi, koosnedes veest, kollageenist, proteoglükiaanidest, fibronektiinist, elastiinist, aktiinist ja mõningatest teistest glükoproteiinidest.

### **Vesi**

Vesi moodustab umbes kaks kolmandikku ligamendi massist. See võib olla seotud teiste maatriksi komponentidega või ahelate polaarseste pooltega, olla nn



üleminekuvesi või vabalt seostunud interfibrillaarse geeliga. Suurem osa veest on seostunud. Kuigi vee täpne ülesanne ligamentides on teadmata, paistab see olevat vähemalt kolmel põhjusel ülioluline. Esiteks mõjutab vee interaktsioon proteoglükaanidega koe viskoelastset käitumist (Amiel et al., 1990; Bray et al., 1991). Teiseks pakub vesi määret ja hõlbustab kimpudevahelist libisemist (Amiel et al., 1990; Bray et al., 1991). Kolmandaks kannab vesi toitaineid fibroblastideni ja viib jääkained minema.

## **Kollageen**

Kollageen moodustab umbes 70 – 80% ligamendi kuivast massist (Amiel et al., 1983; Frank et al., 1983). Ligamentides on mitut tüüpi kollageeni.

I tüüp : Suurem osa ligamentide kollageenist on niitjas.

III tüüp: Teisena levinum on III tüüp, mis on samuti niitjas.

Suurem osa ligamentidest sisaldab mõningal määral ka V, VI, X ja XII tüüpi kollageeni.

Kollageeni kiudude suurus ligamendis varieerub (10–1500 nm), sõltudes vanusest, koest ja liigist (Perry et al., 1978; Frank et al., 1989; Yahia ja Drouin, 1989). Kiu suurus võib mõjutada materjali tugevust. Suuremate bimodaalsete kollageeni jaotustega ligamendid kalduvad olema tugevamad ja on võimelised taluma suuremaid pingeid. Väiksemate unimodaalsete diameetritega ligamendid sobivad taluma väiksemaid pingeid.

## **Proteoglükaan**

Ligamendis moodustavad proteoglükaanid vähem kui 1% kuivast massist, mida on rohkem kui kõõlustes, aga märkimisväärselt vähem kui kõhredes (3-10%). Nende ülesanne ligamentides on veel välja selgitamata, kuid ligamendid ega kõõlused ei vaja pehmendavat efekti, mida proteoglükaan annab kõhredele, kuna nad taluvad peamiselt tõmbejõudusid. Oma hüdrofiilsete omadustega võivad proteoglükaanid reguleerida hoopis vee kogust ja liikumist koes ning niiviisi mõjutada ka ligamendi viskoelastset käitumist.

## **Fibronektiin**

Fibronektiin on proteiin, mis koosneb kahest 220-kD alamosast, mis on ühendatud ühe disulfiidisillaga. See proteiin sisaldab umbes 5% karbonhüdraate. Ligamentides ja kõõlustes leidub fibronektiini väikestes kogustes maatriksis. Tavaliselt on fibronektiin seotud teiste maatriksi osadega ja veresoontega. Fibronektiin võib kaudselt toimida ka maatriksi taastootmise mehhanismis.

## Elastiin

Elastiin on elastne aine, mida leidub väga väikestes kogustes enamikus skeleti ligamentides (umbes 1,5%). Elastsetes ligamentides on aga elastiini kaks korda rohkem kui kollageenikiude. Pingestamata olekus on elastiin keerdus. Kui seda venitada, läheb ta korrastatumas asendisse, pöördudes tagasi algsesse vormi venituse lõppedes. Niisugune käitumine põhjustab osaliselt ligamentide koe vastupanu pingele ja annab ka osa elastsest taastumisvõimest. Elastiini roll on seotud ligamenti pikkuse taastumisega pärast pinge eemaldamist. Elastiin tõenäoliselt ka kaitseb kollageeni, vähemalt väikestel pingetel.

\*   \*   \*

Loengumaterjalides toodu peaks süvendama tulevaste spetsialistide teadmisi biomeditsiinitehnikast ja meditsiinifüüsikast ning andma terviklikuma ettekujutuse inimese tugiliikumisaparaadis toimuvatest keerulistest protsessidest. Teadmised biomaterjalidest on aluseks bioloogiliste kudede mehaanilise käitumise mõistmisele.

Biomehaanikateadust ootavad lähematel aastakümnetel ees suured väljakutsed. Arusaam inimese tasakaalu ja liigutuste seaduspärasustest ja seostest organismi metabolismiga loob pinnase tervisliku seisundi hindamiseks ja profülaktilise meditsiini arenguks. Tõenduspõhises meditsiinis suudetak paremini hinnata patoloogiliste seisundite tekkepõhjust ja jälgida raviprotseduuride efektiivsust. Uute biomaterjalide kasutuselevõtt loob eeldused elukvaliteedi tõstmiseks.

## Kasutatud ja lugemiseks soovitatav kirjandus

Athanasίου K. A., Natoli R. M. (2008) Introduction to Continuum Biomechanics. Synthesis lectures on Biomedical Engineering #19. Morgan&Claypool Publishers, University of Connecticut, p. 139

Carter, D. R., Orr, T. E., Fyhrie, D. P., Whalen, R. T., and Schurman, D. J. (1987) Mechanical Stress and Skeletal Morphogenesis, Maintenance, and Degeneration. *Transaction of the Orthopaedic Research Society*. Adept Printing, Chicago, IL. 12, p. 462.

Fung Y. C. (1981) Biomechanics. Mechanical Properties of Living Tissues. Springer-Verlag, Berlin, p. 41

Holmberg P., Perkiö J. Hiltunen E., Santorius: elusa looduse füüsika. Kirjastus Ilo, Tallinn. 2007, lk 174-176, 200-203 ja 2009-218.

Lanyon, L. E. (1974) Experimental Support for the Trajectorial Theory of Bone Structure. *J. Bone Jt. Surg.* **56 (B)**, pp. 160-166.

Lanyon, L. E. and Boiurn, S. (1979) The Influence of Mechanical Function on the Development and Remodeling of the Tibia. An Experimental Study in Sheep. *J. Bone Jt. Surg.* **61 (2)**, pp 263-273.

Liskova, M. (1965) The Thickness Changes of the Long Bone after Experimental Stressing During Growth. *Plzensky Lekarsky Sbornik.* **25**, pp. 95-104.

Nigg B. M., Herzog W. (1994) Biomechanics of the musculo-skeletal system. John Wiley & Sons Chichester pp. 3-33; 71-74.

Pauwels, F. (1980) Biomechanics of the Locomotor Apparatus: Contributions on the Functional Anatomy of the Locomotor Apparatus. Springer Verlag, Berlin.

Storey, E. and Feik, S. A. (1982) Remodelling of Bone and Bones: Effects of Altered Mechanical Stress on Analogs. *British Journal of Experimental Pathology.* **6**, pp. 184-193.

Whalen, R. T., Carter, D. R., and Steele C. R. (1987) The Relationship Between Physical Activity and Bone Density. *Transaction of the Orthopaedic Research Society.* Adept Printing, Chicago, IL. **12**, p. 463.

Özkaya N., Nordin M. (1999) Fundamentals of Biomechanics: equilibrium, motion, and deformation. 2nd ed. Springer, New York,

